

Optimização de análise de imagens para controlo de Qualidade em Imagem Médica

2010

Eduardo Nuno Pereira Freitas



Departamento de Física



Departamento de Física

Eduardo Nuno Pereira Freitas

Optimização de análise de imagens para controlo de Qualidade em Imagem Médica

Dissertação apresentada à Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade Nova de Lisboa para a obtenção do grau de Mestre em Engenharia Biomédica.

A presente dissertação foi preparada no âmbito da colaboração existente entre a Faculdade Ciências e Tecnologia e a MedicalConsult, S.A..

Orientador científico:

Prof. Doutor Nuno Teixeira
(ESTeL)

Co-Orientadores científicos:

Mestre Nuno Machado
(ESTeL)
Mestre Pedro Carvoeiras

Lisboa
2010

Agradecimentos

A tese de mestrado não é unicamente uma tese, mas sim o concluir da vida académica e o início da vida profissional. Por isso, agradeço ao Prof. Nuno Teixeira pela possibilidade de realizar o estágio e a tese de mestrado no seio da família da MedicalConsult.

Esta dissertação, apesar do processo solitário a que qualquer estudante está sujeito, reuniu a cooperação solidária de diversos amigos e amigas. Desde o início que contei com a confiança e apoio de muitas pessoas e instituições, sem esses, esta dissertação não teria sido possível terminar.

Ao Mestre Nuno Machado, orientador da dissertação, agradeço todo o seu apoio, a sua partilha de sapiência, as valiosas contribuições para o trabalho e persistência em querer o melhor para esta dissertação.

Ao Mestre Pedro Carvoeiras, também orientador da dissertação, agradeço toda a confiança que em mim depositou, ajuda e a labuta em analisar as inobservâncias do código e a muita paciência que teve nos meus dilemas e desconfianças quanto ao respectivo *software*.

A todos os meus colegas e amigos da MedicalConsult que tiveram a perseverança em adquirir imagens para que eu pudesse analisar; ao João Schiappa, que sempre colocou dúvidas e fez comentários essenciais para a dissertação; ao Hugo Trindade que teve a disponibilidade de rever e fazer reparos fundamentais; também ao Rui Parafita, ao Bruno Martins, ao Ildefonso Pinto, à Joana Carvalho, à Rita Bicho, à Ana Santiago, à Bianca Conceição e restante Medical Consult que sempre me apoiou, a todos rendo os meus agradecimentos.

A todos os professores que fizeram parte da minha vida académica, mas não poderia deixar de referir o Professor Mário Forjaz Secca pela sua dedicação, empenho e amor ao curso que agora findo. O meu muito obrigado!

Aos meus companheiros, Ana Velosa, João Paulo, João Luís, Corina, Miguel, João Sousa, Fábio Teles e Vânia Jesus que sempre estiveram ao meu lado.

À Sara quem me apoiou no início da minha vida académica. À Cristina que me incentivou e sempre acreditou em mim.

Ao meu amigo Zé que em todos os momentos esteve disponível a ajudar-me, o meu sincero obrigado a ele e a toda a equipa da GMV.

A todos os meus colegas e amigos da FCT, que contribuíram na minha vida académica quer com um sorriso, quer com um abraço. Ao Samuel, ao Jorge, à Filipa, ao Daniel, à Sara, ao Fatana, ao Barros, à Cláudia, à Dina e ao Francisco por esses incentivos!

Aos meus amigos de sempre que estiveram em meu auxílio, o Miguel que teve paciência para fazer reparos importantes. À Ana Soares que foi exemplo, e também contributo. À Alexandra e ao Rui que sempre estiveram comigo. Todo o carinho e amor que a Tânia me deu, foram essenciais na recta final.

À Fundação José Berardo, na pessoa do comendador Joe Berardo pelo apoio financeiro que me concedeu ao longo da minha vida académica.

Ao Governo Regional da Madeira, na pessoa de Sua Excelência o Presidente do Governo Regional da Madeira, Dr. Alberto João Jardim, pelos incentivos financeiros concedidos, também ao longo da minha vida académica, sem os quais não teria tido possibilidade de concluí-la.

Ao senhor Carlos Subtil e à sua família que foram um acolhimento e uma família ao longo deste trajecto.

À minha biocolega, Vânia, que sempre esteve presente e foi um grande porto de abrigo ao longo destes anos.

Sou muito grato a todos os meus familiares pelo incentivo recebido ao longo destes anos. À minha tia Ângela, ao meu tio Paulo, ao meu avô José, à minha tia Maria, aos meus primos Diogo e Débora, à minha tia Celina, ao meu tio Carlos, ao meu padrinho Élio, ao amigo Ruy e amigo Meneses por todo aquele carinho especial com que me abraçaram.

Aos meus Pais, Eduardo e Salomé, por todo o amor, alegria e atenção sem reservas. A eles, aos meus Pais o meu muito obrigado, pelos sacrifícios que fizeram que foram determinantes para mim!

Procurarei ser digno do apoio de todos. Bem hajam!

Eduardo Nuno Pereira Freitas

Resumo

A tomografia computadorizada é um dos mais destacados e modernos métodos de diagnóstico de imagem médica. A sua crescente utilização exige um controlo adequado e rigoroso destes aparelhos. Actualmente, exige-se que o diagnóstico médico esteja sujeito a um controlo de qualidade, no sentido de assegurar a satisfação das expectativas do paciente no seu diagnóstico e tratamento. Assim, a proliferação da utilização da tomografia computadorizada implica o controlo de qualidade da mesma.

Um dos métodos utilizados no controlo de qualidade da imagem em tomografia computadorizada é a utilização do fantoma Catphan® 500. Contudo, alguns dos testes apresentam grande subjectividade, não sendo portanto reproduzíveis. Por esse motivo, neste trabalho propõem-se a criação de um *software* de modo a facilitar o trabalho dos físicos médicos e tornar a análise dos diversos parâmetros reproduzível. O desenvolvimento deste software foi feito utilizando a linguagem de programação MatLab, e destinou-se a optimizar os testes de controlo de qualidade das tomografias computadorizada para o Catphan® 500. Esta optimização é feita para todos os testes, nomeadamente para os de linearidade dos números TC, de espessura de corte, de calibração espacial, de obtenção da MTF, de alta resolução, de baixo contraste, de uniformidade e de ruído.

Palavras-chave: tomografia computadorizada (TC); Matlab; Catphan®; Controlo de qualidade; imagem médica

Abstract

Computed tomography (CT-Scan) is one of the most prominent and modern methods of medical diagnostic imaging. Its growing use requires an adequate and rigorous control of its devices. Nowadays, medical care must be subjected to quality control in order to meet the expectations of the patient in diagnosis and treatment. Hence, the proliferation of the use of the CT-Scan implies a quality control.

One of the methods used for quality control is the application of phantom Catphan® 500. However, some tests require the ability to identify certain parameters, deeming it sometimes inconsistent from physicist to physicist. Therefore it is necessary to design software to assist in these professionals' line of work. The development of this software is based on Matlab language which aims to optimize quality control testing of the CT-Scan for Catphan® 500. This optimization is applied to all tests, including linearity of CT numbers, slice thickness, spatial calibration, MTF, high resolution, low contrast and uniformity and noise.

Key words: computed tomography (CT-Scan); Matlab; Catphan®; quality control; medical image

Aos meus pais e à Região Autónoma da Madeira

Simbologia

ALARA	<i>As Low As Reasonably Achievable</i>
Ar	Árgon
ART	<i>Algebraic Reconstruction Technique</i> - Técnica de Reconstrução Algébrica
CF ₂	Teflon
CTDI	<i>Computed Tomography Dose Index</i> - Índice de dose da Tomografia Computorizada
C ₂ H ₄	<i>Low density polyethylene</i> – Polietileno de baixa densidade (LDPE)
C ₅ H ₈ O ₂	Acrílico
CNR	<i>Contrast to Noise Ratio</i> – Razão do Contraste do Ruído
DAS	Sistema de Aquisição de Dados
DICOM	<i>Digital Imaging and Communications in Medicine</i> – Comunicação de Imagens em Medicina
DLP	Produto comprimento dose para séries de cortes
dlp	Produto comprimento dose para um corte
Dorg	Dose no órgão
ERF	<i>Edge Response Function</i>
FOV	<i>Field of View</i>
FWHM	<i>Full Width at Half Maximum</i> – Largura Total a Meia Altura
GUI	<i>Graphical User Interface</i> – Interface gráfica do utilizador
HVL	<i>Half-Value Layer</i>
UH	Valores da Tomografia Computorizada
H ₂ O	Água
ICRP	<i>Internaional Comission on Radiological Protection</i> – Comissão Internacional de Protecção Radiologica
ILST	<i>Least Squares Interactive Techinque</i> - Técnica Interactiva dos Mínimos Quadrados
LDPE	<i>Low density polyethylene</i> – polietileno de baixa densidade
LSF	<i>Line Spread Function</i> – Função de propagação da linha
MATLAB	<i>MATrix LABoratory</i> – software de cálculo matemático e análise numérica
ML-EM	<i>Maximum likelihood by expectation maximization</i>
M-Files	Ficheiros da interface do GUI (MATLAB)
MFT	<i>Modulation Transfer Function</i> – Modulação da Função de Transferência

MSAD	Dose média para múltiplos cortes
N	Azoto
NPS	<i>Noise Power Spectra</i>
O	Oxigénio
pixel	<i>picture element</i> – elemento da imagem
pl	Par de linhas
ROI	<i>Region Of Interest</i> – Região de interesse
SIRT	<i>Simultaneous Interactive Reconstruction Technique</i> - Técnica de Reconstrução Interactiva Simultânea
SSP	<i>Slice Sensity Profile</i> – Perfil do corte de sensibilidade
SR	<i>Spatial resolution</i> – Resolução espacial
TC	Tomografia Computorizada
TCMD	<i>Multi Detector array Computed Tomography</i> – Tomografia Computorizada multidetector ou multicorte
voxel	<i>volume element</i> – elemento de volume
UH	Unidade de Hounsfield
Xe	Xénon

Notações

μ	Coeficiente de atenuação num determinado material
a	Base quadrada do <i>voxel</i>
D^{-1}	Distância entre as amostras no espaço frequência
e	Carga do electrão (módulo), ou carga elementar $e=1,6\times 10^{-19}$ <i>coulomb</i>
E	Dose efectiva ou energia efectiva de TC (especificado em cada situação)
E_0	Energia do fotão incidente
E_b	Energia de ligação do electrão na orbital
E_e	Energia cinética de ejeção do fotoelectrão
E_K	Energia cinética incidente
E_m	Energia máxima
G	Ganho do detector depois do objecto
G_0	Ganho do detector sem objecto
h	Espessura nominal do corte
I	Intensidade do feixe ao atravessar um objecto e/ou com atenuação
I_0	Intensidade do feixe sem atravessar nenhum objecto e/ou sem atenuação
p	<i>Pitch</i> – “passo” do deslocamento
T	Deslocamento axial para a rotação do tubo 360°
V	Diferença de potencial
x	Espessura de absorvente
Z	Número atómico

Índice

Agradecimentos	v
Resumo	vii
Abstract.....	viii
Simbologia.....	x
Notações	xii
Índice de Figuras	xvi
Índice de Tabelas	xix

1	Introdução	1
1.1	Estrutura da dissertação.....	1
2	Fundamentos teóricos.....	3
2.1	Fundamentos da imagem médica na utilização dos raios-X	3
2.2	Radiação X	4
2.2.1	Fundamentos e história	4
2.2.2	Produção	5
2.2.3	Atenuação e interacção com a matéria	8
2.2.4	Imagem radiológica	12
2.3	Tomografia Computorizada	13
2.3.1	Princípios básicos	13
2.3.2	Gerações TC	14
2.3.3	Detectores	19
2.3.4	Características da Imagem.....	22
2.3.5	Dose	26
2.4	Controlo de qualidade	27
2.4.1	Qualidade de imagem	27

2.4.2	Legislação portuguesa	32
2.5	Fantoma Catphan® 500	33
2.5.1	Módulo CTP401	35
2.5.2	Módulo CTP528	40
2.5.3	Módulo CTP515	41
2.5.4	Módulo CTP486	42
3	Metodologia	43
3.1	MATLAB na imagem médica.....	44
3.2	Formato DICOM	45
3.3	Organigrama.....	46
3.4	Módulo CTP401	47
3.4.1	Linearidade do número de TC	48
3.4.2	Espessura de corte	50
3.4.3	Calibração espacial	52
3.5	Módulo CTP528.....	53
3.6	Módulo CTP515.....	58
3.7	Módulo CTP486.....	60
3.8	Imagem do <i>software</i>	61
4	Resultados.....	62
4.1	<i>CatRead 1.0</i>	62
4.1.1	Código	62
4.1.2	Apresentação	62
4.2	Comparação com outro <i>software</i>	64
4.3	Comparação de resultados de diversas marcas de TC	65
4.3.1	Comparação para o teste dos números TC	65
4.3.2	Comparação para o teste da espessura de corte	67

4.3.3	Comparação para o teste de Calibração Espacial	68
4.3.4	Comparação para os testes resolução e MTF	68
4.3.5	Comparação para os teste do baixo contraste e CNR.....	70
4.3.6	Comparação para os testes para Uniformidade e Ruído.....	72
5	Conclusões.....	73
6	Perspectivas futuras.....	74
7	Bibliografia	75
	Anexos	79
	Anexo I	80
	Legislação Portuguesa para TC - Decreto-Lei n.º 180/2002	80
	Anexo II	83
	Manual do utilizador CatRead v 1.0	83
	Anexo III	99
	Notação do fluxograma.....	99

Índice de Figuras

Figura 2.1: Espectro electromagnético [2].	3
Figura 2 - Figura 2.2: Radiação travagem surge das interacções electrão energético com um núcleo atómico do material alvo. [1]	6
Figura 2.3: Espectro de energia emitida por uma ampola de raios-X (E_m - máxima energia dos fótons) [2].	7
Figura 2.4: Ampola para produção de raios-X; 1. - Condutor de calor para arrefecimento da ampola; 2.- Bloco de cobre; 3.- Ânodo de tungsténio; 4.- Cátodo quente (filamento incandescente). [35]	8
Figura 2.5: Requisitos para produção de raios-X. [35]	8
Figura 2.6: Diagrama da dispersão Rayleigh-Thomson [1]	9
Figura 2.7: Diagrama do efeito fotoeléctrico. Esquerda - fóton colide com um electrão que é ejectado para fora das orbitais; Direita - o espaço criado na camada K cria transições das restantes orbitais havendo produção de raios-X [1].	10
Figura 2.8: Diagrama do efeito de Compton [1].	11
Figura 2.9: Diagrama da produção de pares [1].	11
Figura 2.10: Preponderância dos processos competitivos de interacção da radiação electromagnética, dependendo da energia inicial da interacção.	12
Figura 2.11: Sistema de coordenadas utilizada na TC [50].	14
Figura 2.12: 1. ^a Geração (translação - rotação) TC. [1]	14
Figura 2.13: 3. ^a Geração (rotação-rotação) TC, feixe em leque. [1]	15
Figura 2.14: 4. ^a Geração (rotação-estacionária) TC [1]	16
Figura 2.15: Esquema de uma TC de 5. ^a geração - Scanner ultra-rápido ou de feixe de electrões [1]	17
Figura 2.16: Movimento da TC da 6. ^a geração, translação da cama em movimento uniforme e rotação da ampola em movimento circular uniforme - Soma dos dois movimentos, 6. ^a geração. [1]	17
Figura 2.17: Deslocamento da mesa e espessura do corte [1]	18
Figura 2.18: Esquema dos detectores de um sistema de TC multicorte [1]	19
Figura 2.19: Organização dos detectores [2].	21
Figura 2.20: a - Vista de um detector de matriz fixa; b - Possíveis arranjos para a obtenção de 4 cortes com diferentes espessuras; c - Fila de detectores; d - Esquema os detectores num sistema de TC multicorte [2].	22

Figura 2.21: Aquisição com sistema de matriz adaptativa - considerando 4 possibilidades de aquisição [1].	22
Figura 2.22: Sinograma de uma tomografia 2D por raios-X -original [4].	24
Figura 2.23: Reconstrução tomográfica com 1 projecção [4]	25
Figura 2.24: Reconstrução tomográfica com 3 projecções [4]	25
Figura 2.25: Reconstrução tomográfica com 6 projecções [4]	25
Figura 2.26: Reconstrução tomográfica com 180 projecções [4]	25
Figura 2.27: Exemplo de par de linhas por cm. [3]	28
Figura 2.28: Matriz da PSF e soma para LSF. [8]	31
Figura 2.29: Posição inicial da caixa e fantoma com as respectivas características para os ajustamentos. [8]	33
Figura 2.30: Esquema do Catphan® 500. [8]	34
Figura 2.31: Módulo CTP401. [8]	35
Figura 2.32: Módulo CTP401	35
Figura 2.33: Alinhamento correcto. [8]	35
Figura 2.34: Inclinação das rampas no sentido horário. [8]	35
Figura 2.35: Inclinação das rampas no sentido anti-horário. [8]	36
Figura 2.36: Rampas não simétricas. [8]	36
Figura 2.37: Geometria de corte e FWHM. [8]	36
Figura 2.38: Medição da linearidade espacial. [8]	39
Figura 2.39: Módulo CTP528	40
Figura 2.40: Módulo CTP528 – Módulo alta resolução com 21 pares linhas/cm e fonte pontual. [8]	40
Figura 2.41: 21 pares linhas por centímetro - espaço entre linhas. [8]	40
Figura 2.42: Esquema do módulo CTP515. [8]	41
Figura 2.43: Módulo CTP515	41
Figura 2.44: Esquema do módulo CTP486. [8]	42
Figura 2.45: Identificação das regiões de interesse do módulo CTP486. [8]	42
Figura 3.1: Fluxograma do cálculo da dimensão do pixel	43
Figura 3.2: Organigrama da análise do Catphan® 500.	46
Figura 3.3: Posição da imagem para a realização do teste no <i>software</i>	47
Figura 3.4: Posições marcadas e respectivos ROI's.	48
Figura 3.5: Fluxograma da análise dos números TC.	49
Figura 3.6: Fluxograma dos coeficientes de atenuação.	49

Figura 3.7: Fluxograma da análise da geometria de corte.	50
Figura 3.8: Traçado dos perfis desde o ponto central até ao centro da rampa.....	51
Figura 3.9: Perfil traçado ao longo da rampa.	51
Figura 3.10: Perfil traçado ao longo da rampa na forma binária.	51
Figura 3.11: Detecção das respectivas rampas.	51
Figura 3.12: Fluxograma da análise da calibração espacial.	52
Figura 3.13: Detecção dos detalhes.	52
Figura 3.14: Fluxograma da análise do módulo CTP528 para resolução.....	53
Figura 3.16: Posicionamento do módulo CTP 528 para a sua análise.	54
Figura 3.15: Local da indicação do ponto de referência dada pelo utilizador.....	54
Figura 3.17: Par de linhas seleccionados para traçar os respectivos perfis.	54
Figura 3.18: A marcação dos vectores (imagem aproximada).	55
Figura 3.19: MTF calculada através dos perfis.	55
Figura 3.20: Fluxograma para análise do módulo CTP528 na análise MTF.....	56
Figura 3.21: Ponto para o cálculo da MTF.	57
Figura 3.22: MTF calculada através da PSF.....	57
Figura 3.23: Fluxograma da análise do módulo CTP515.....	58
Figura 3.24: Posicionamento inicial do CTP515 para análise.....	59
Figura 3.25: Colocação do ponto de referência e respectivos ROI's.	59
Figura 3.26: Respectivo módulo CTP486 com os 5 ROI's.	60
Figura 3.27: Fluxograma da análise do módulo CTP486.....	60
Figura 3.28: Logótipo do software CatRead.	61
Figura 3.29: Sítio on-line do software CatRead 1.0 - http://catread.pt.vu	61
Figura 4.1: Entrada do programa desenvolvido - CatRead 1.0.	62
Figura 4.2: Janela principal do CatRead 1.0.....	63

Índice de Tabelas

Tabela 2.1: Distâncias de cada módulo do fantoma [8]	34
Tabela 2.2: Especificidades de cada material [8]	37
Tabela 2.3: Coeficiente linear de atenuação μ [cm^{-1}] [8]	38
Tabela 4.1: Comparação entre o CatRead e o CT AutoQA Lite	64
Tabela 4.2: Condições utilizadas na aquisição das imagens	65
Tabela 4.3: Números TC das diversas imagens.....	66
Tabela 4.4: Espessuras de corte.....	67
Tabela 4.5: Calibração espacial	68
Tabela 4.6: Condições para as imagens e resolução espacial.....	68
Tabela 4.7: Comparação das MTF através da PSF.....	69
Tabela 4.8: Condições para as imagens de baixo contraste.....	70
Tabela 4.9: Resultados obtidos para o baixo contraste e o CNR.....	70
Tabela 4.10: Condições para as imagens da uniformidade, resultados de uniformidade e ruído	72

1 Introdução

O trabalho aqui apresentado tem como objectivo a criação de um *software* de análise e controlo da qualidade de imagens médicas em tomografia computadorizada (TC). Actualmente, esta análise é efectuada na *workstation* pelo operador do equipamento de TC, facto que apresenta diversas desvantagens, nomeadamente por estar dependente do operador. Além disso, o tempo dispendido nessa análise é demasiado elevado, tempo esse que poderia ser utilizado, por exemplo, para realizar um maior número de testes. Este é um dos principais problemas no actual controlo da qualidade das TC. Assim, é possível armazenar as imagens obtidas num dispositivo móvel, como uma *Pen Drive* ou um *CD-Rom*, e analisá-las, por *software*, noutro computador, libertando o aparelho de TC para realização de exames de diagnóstico.

Este *software* foi desenvolvido em *MATLAB* para o processamento e análise das imagens do fantoma Catphan® 500, tornando possível realizar o controlo de qualidade nas imagens médicas em TC em menos tempo.

1.1 Estrutura da dissertação

A dissertação encontra-se dividida em seis capítulos.

Capítulo 2: apresenta os fundamentos teóricos da utilização da Tomografia Computorizada como, por exemplo, os seus fundamentos básicos e os vários parâmetros sujeitos a controlo de qualidade. Faz ainda o enquadramento dos aspectos do controlo de qualidade com a realidade portuguesa, através da legislação atinente, sabendo as especificidades legais. Faz ainda a análise do fantoma Catphan® 500 utilizado ao longo deste trabalho.

Capítulo 3: Este capítulo apresenta alguns fundamentos da aplicação do *MATLAB* à imagem médica digital, a importância do formato das imagens em *DICOM* e o método

utilizado na análise e processamento informático destas. É ainda feita uma explicação que demonstra como se procedeu à implementação do código com algumas ilustrações explicativas.

Capítulo 4: Este capítulo é crucial em todo o trabalho porque nele será patenteado o código e, através de algumas ilustrações, será possível verificar a sua apresentação e funcionalidade para diferentes marcas de TC. Também será apresentada uma comparação com outro *software* existente no mercado.

Capítulo 5: Neste último capítulo são apresentadas as conclusões retiradas desta dissertação, bem como um resumo do trabalho realizado.

Capítulo 6: Este capítulo fornece indicações para a correcção de algumas falhas e até melhoramentos a efectuar no futuro na análise da Imagem Médica em TC.

2 Fundamentos teóricos

2.1 Fundamentos da imagem médica na utilização dos raios-X

A obtenção de uma imagem médica do interior corpo humano implica a detecção de alguma forma de energia. Nas técnicas de imagiologia utilizadas em Radiologia, o agente utilizado na produção de imagem tem que ter a capacidade de penetrar nos tecidos (raios-X).

A radiação electromagnética inclui, para além da radiação X, a radiação gama, os ultravioletas, a banda do visível, os infravermelhos, as micro-ondas e as ondas de rádio, , tal como ilustrado na **Erro! A origem da referência não foi encontrada.** [1]. A radiação electromagnética é caracterizada por um comprimento de onda, o qual é inversamente proporcional à frequência, sendo o produto das duas grandezas igual à velocidade da luz.

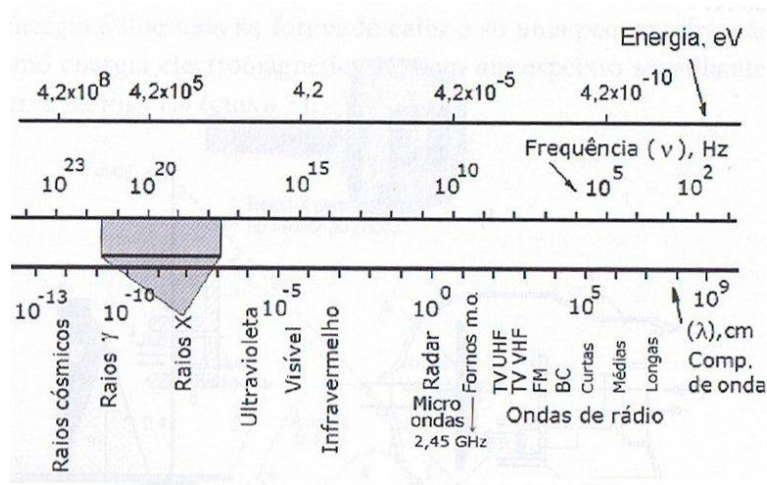


Figura 2.1: Espectro electromagnético [2].

A primeira técnica de imagem disponível para diagnóstico médico foi a Radiografia, que se tornou possível graças à descoberta dos raios-X pelo alemão Wilhelm Roentgen. A Radiologia convencional tem uma grande primazia no diagnóstico médico por imagem,

embora existam outras técnicas de imagem médica a fazerem uso da radiação X, tais como a Fluoroscopia, a TC, a Mamografia, a Ortopantomografia, entre outras.

A Fluoroscopia refere-se à aquisição contínua de sequências de imagens radiográficas durante um período temporal variável. O resultado é a obtenção de várias imagens simples, como se estivessemos perante um filme. Assim, esta técnica permite obter informação com elevada resolução temporal.

A Mamografia, tal como a palavra indica, é uma Radiografia ao tecido mamário. Na Mamografia usa-se a radiação X de baixa energia para detectar nódulos e microcalcificações que podem indiciar o cancro mamário.

A Tomografia Computorizada é uma técnica que permite obter imagens tomográficas, tendo surgido nos anos 70. Esta técnica de imagem foi das primeiras a utilizar algoritmos de reconstrução processados por computador. A imagem obtida através desta técnica é o resultado do processamento de diversas projecções adquiridas para a obtenção da imagem em torno do objecto, segundo diferentes direcções. Neste trabalho, a TC é a técnica que será estudada mais detalhadamente no Secção 2.3.

2.2 Radiação X

2.2.1 Fundamentos e história

Em 1895, o físico alemão W. Roentgen descobriu acidentalmente os raios-X, enquanto trabalhava com um tubo de raios catódicos. Os electrões eram acelerados e atingiam um alvo colocado no interior do tubo, ou a própria parede de vidro do mesmo tubo. Roentgen envolveu o tubo que testava com uma cobertura de papelão preto e, por algum tempo, observou as descargas eléctricas que lhe aplicava. Quando já estava acostumado à visão no escuro, percebeu que um cartão de platinocianureto de bário brilhava debilmente durante as descargas. Debruçando-se sobre a natureza da radiação emitida pelo tubo, Roentgen concluiu que esta era muito energética, sendo capaz de penetrar a matéria, além de ter a capacidade de activar alvos fluorescentes ou filmes fotográficos. Como esta radiação não era desviada por campos magnéticos, ao contrário dos raios catódicos, porque não era constituída por partículas carregadas, e como Roentgen desconhecia a sua natureza, decidiu chamar a esta radiação “X”, já que era designação utilizada na ciência para designar o desconhecido.

2.2.2 Produção

Os raios-X são radiação electromagnética de comprimento de onda típico entre 0,01 nm e 10 nm. De um modo geral, a sua origem deve-se a transições electrónicas radiactivas (para os níveis K, L ou M), ou à aceleração brusca de electrões a qual faz com que estes emitam radiação X denominada *de travagem* ou, no termo original, de '*bremsstrahlung*'.

É utilizada uma ampola de raios-X para a emissão desta radiação. A ampola é constituída por uma câmara de vácuo, na qual existe um filamento aquecido, o qual emite electrões por efeito termiónico, funcionando como um cátodo. Logo, os electrões são acelerados através de uma diferença de potencial, em direcção a um alvo metálico, o ânodo.

Assim, quando um electrão é acelerado com energias na casa das dezenas de keV, ao interagir com o ânodo, produzem-se os dois tipos de radiação X mencionados (característica e de travagem), sendo o espectro final o resultado destes dois modos de produção distintos. No entanto, a grande maioria dos electrões acelerados entre o cátodo e o ânodo vai apenas interagir levemente com as orbitais mais exteriores do ânodo, o que provoca somente a produção de calor, ou seja, 99% da energia do feixe de electrões é convertida em calor.

No caso da radiação de travagem, o electrão, ao aproximar-se do núcleo do material do ânodo, interage com este, originando uma diminuição na sua energia cinética e, consequentemente, uma emissão de radiação electromagnética num largo espectro. Esta radiação corresponde a aproximadamente a 80% da energia total de radiação ionizante produzida, sendo a parte contínua do espectro e possuindo uma energia máxima que corresponde ao potencial de aceleração. No caso da radiação característica, o electrão provoca a ionização de um átomo do ânodo, existindo uma maior probabilidade dos electrões da camada K serem ejectados, e a lacuna ser preenchida por electrões de orbitais superiores. O consequente rearranjo do cortejo electrónico do átomo provoca a emissão de radiação X com energias bem definidas, as quais correspondem às diferenças de energia de ligação entre as orbitais envolvidas, obtendo-se, por isso, um espectro discreto. Este fenómeno faz com que existam linhas espectrais muito bem definidas. As transições da camada M para a camada L não são muito importantes por provocarem a emissão de radiação de baixa energia (aproximadamente 11 keV) no caso do tungsténio.

A transição dos electrões deve-se à absorção ou emissão de fotões, como no caso do tungsténio, cuja risca mais energética corresponde a 72 keV ($\lambda = 0,02$ nm). Elementos com números atómicos mais baixos produzem raios-X característicos de menor energia. Logo,

cada espectro de raios-X é a sobreposição de um espectro contínuo e de uma série de linhas espectrais características do ânodo.

A radiação de travagem (**Erro! A origem da referência não foi encontrada.**) é consequência da desaceleração dos electrões perto do núcleo do átomo.

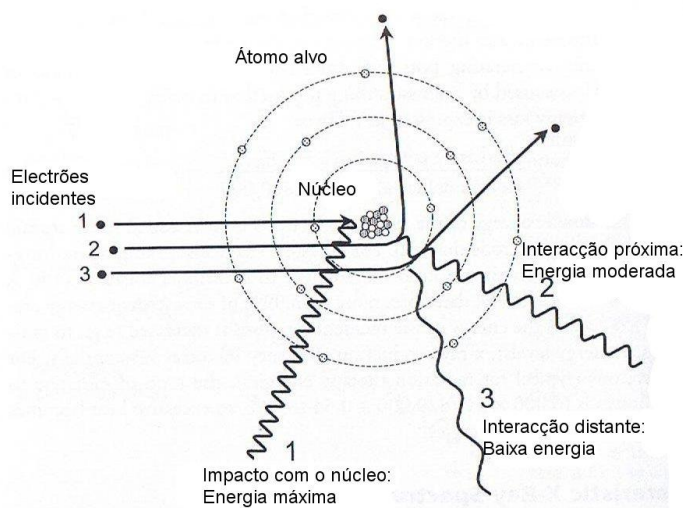


Figura 2 - Figura 2.2: Radiação travagem surge das interações electrão energético com um núcleo atómico do material alvo. [1]

A energia dos electrões é dada por:

$$E_m = eV$$

em que V é a diferença de potencial entre o ânodo e cátodo, e “ e ” a carga do electrão (módulo), ou carga elementar $e = 1,602 \times 10^{-19}$ C. Logo, por conservação da energia, a energia máxima da radiação de travagem corresponde à energia dos electrões, e a mínima dependerá das características de absorção do material. Toda a radiação absorvida será dissipada sob a forma de calor.

Existem diversos factores que influenciam o espectro de emissão da ampola, tais como a diferença de potencial aplicada ao tubo de raios-X, a corrente no filamento de aquecimento do cátodo, o material do alvo, os filtros utilizados - estes factores podem alterar a quantidade (intensidade) bem como a qualidade (poder de penetração) dos raios-X.

A diferença de potencial aplicada ao tubo de raios-X determina a energia cinética dos electrões quando estes atingem o alvo. Quanto maior a energia mais linhas características aparecem e maior a eficiência nos fenómenos de conversão. A potência emitida é proporcional a V^2 (diferença de potencial ao quadrado) em todas as direcções.

A corrente no filamento controla o número de electrões emitidos pelo cátodo, não influenciando a distribuição da energia do espectro. A potência emitida é directamente

proporcional à corrente do filamento. Os electrões são emitidos por efeito termiónico pelo que quanto maior a temperatura do cátodo, maior será o fluxo de electrões que se libertam deste.

A potência é directamente proporcional ao número atómico (Z) do material do alvo, pelo que o ânodo tem influência no espectro de emissão. Os picos característicos do espectro e a energia máxima mantêm-se inalteradas independentemente da filtragem, tal como mostra a

Erro! A origem da referência não foi encontrada..

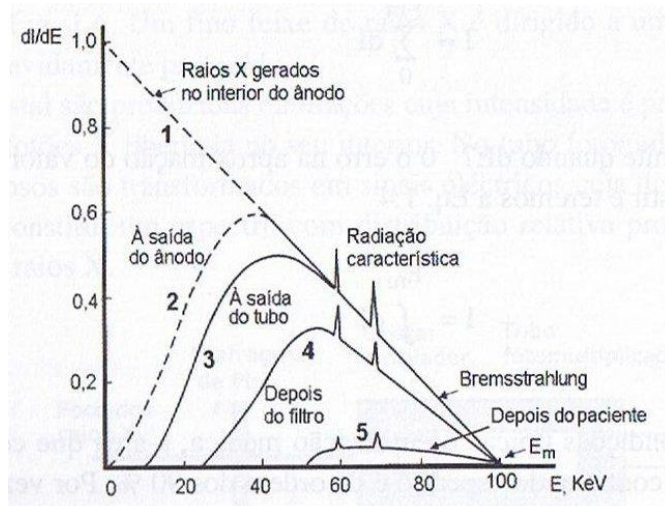


Figura 2.3: Espectro de energia emitida por uma ampola de raios-X (E_m - máxima energia dos fótons) [2].

A maior eficiência na produção de raios-X obtém-se com um material com número atómico superior, pois é maior a probabilidade dos electrões desacelerarem rapidamente, pelo que a qualidade do feixe de radiação X (definida como a energia média deste) será maior. O ânodo deverá ter a capacidade de suportar altas temperaturas pelo que, para além da escolha de materiais com pontos de fusão elevados - tungsténio ($Z=74$, 3370°C) ou molibdénio ($Z=42$, 2620°C) – opta-se por acoplar estes materiais a uma placa de cobre com o intuito de aumentar a condutividade térmica. Além disso, utilizam-se geralmente ânodos rotativos. O ânodo terá que ter alta condutividade térmica e baixa pressão de vapor para evitar a vaporização do material. O material do ânodo deverá ter alto número atómico (para maior eficiência), normalmente usa-se o tungsténio. Saliente-se que o calor produzido pela travagem dos electrões necessita ser dissipado; em consequência, a placa do ânodo é rotativa, com substrato de cobre, enquanto a ampola (Figura 2.4) está, normalmente, imersa em óleo circulante.

O material do cátodo é importante na medida em que este material deve apenas libertar electrões e terá que suportar altas temperaturas (não vaporizar facilmente). Deste modo o material maioritariamente utilizado é o tungsténio.

Os raios-X, quando produzidos, são emitidos em todas as direcções. Contudo com o auxílio da blindagem da ampola e os colimadores obtemos um feixe direccionado para o

objecto. Na Figura 2.5, está esquematizada a emissão do feixe de radiação X produzido numa ampola.

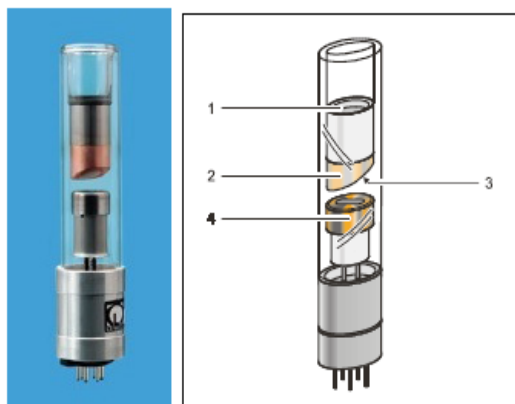


Figura 2.4: Ampola para produção de raios-X;
1. - Condutor de calor para arrefecimento da ampola; 2.- Bloco de cobre; 3.- Ânodo de tungsténio; 4.- Cátodo quente (filamento incandescente). [35]

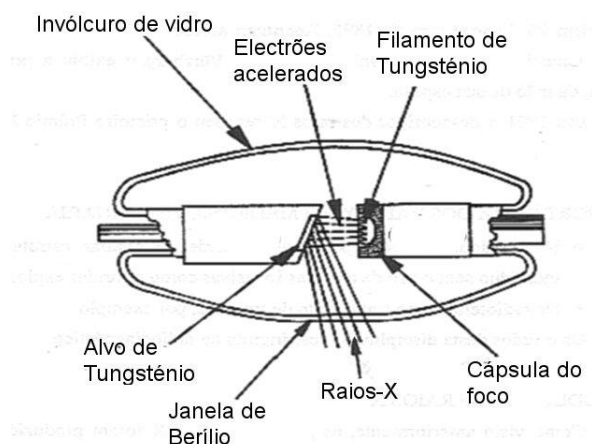


Figura 2.5: Requisitos para produção de raios-X.
[35]

Utilizam-se filtros, nomeadamente de alumínio, devido às suas características de absorção dos fotões X de baixa energia. Desta forma, com filtros aplicados, o feixe de radiação X é composto por uma maior percentagem de fotões mais energéticos, mas a potência total será menor. Diminuir o número de fotões com baixa energia é fundamental, porque, tendo estes pouca capacidade de penetração, terão maior probabilidade de serem absorvidos pelo paciente. Esta situação é prejudicial para o paciente e não contribui para a imagem.

2.2.3 Atenuação e interacção com a matéria

A atenuação de um feixe de radiação X corresponde à diminuição da sua intensidade que ocorre quando a radiação atravessa a matéria. A atenuação dos raios-X depende do material do alvo (por exemplo, o corpo humano), ou seja do seu número atómico. É devido à atenuação do feixe que se obtêm as radiografias convencionais, uma vez que órgãos interpostos têm atenuações diferentes, às quais corresponderão diferentes contrastes.

Considerando os raios-X monoenergéticos através de material homogéneo:

$$I = I_0 e^{-\mu x}$$

em que μ é o coeficiente de atenuação linear, isto é, a fracção da intensidade do feixe que é atenuada por unidade de espessura do meio absorvente, e:

$$\mu = \mu_a + \mu_d$$

em que μ_a é o coeficiente de absorção linear, isto é, fracção de I absorvida por unidade de espessura, e μ_d é o coeficiente de dispersão linear, ou seja, a fracção de I dispersa por unidade de espessura. [2]

Os mecanismos de atenuação dependem da energia dos fotões e do meio. O feixe de raios-X é composto por um largo espectro de energias, sendo os fotões de baixa energia mais facilmente absorvidos, enquanto os de mais alta energia têm uma maior probabilidade de atravessar a matéria. Ao filtrar o feixe, teremos um espectro composto por fotões de maior energia e, portanto, mais penetrantes. Esse processo é também denominado por *endurecimento do feixe*.

Como já foi referido anteriormente, a qualidade dos raios-X relaciona-se com o seu poder de penetração; assim, após atravessar um material, a qualidade dos raios-X aumenta, porque a fracção de fotões mais energéticos relativamente aos menos energéticos aumenta. Essa qualidade poderá melhorar pelo aumento da diferença de potencial no tubo, ou pela colocação de filtros.

Os mecanismos de interacção entre os raios-X e a matéria são a dispersão Rayleigh-Thomson ou clássica (elástica), efeito fotoeléctrico, efeito de Compton e produção de pares.

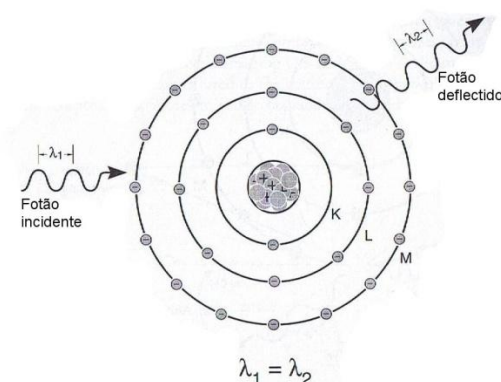


Figura 2.6: Diagrama da dispersão Rayleigh-Thomson [1]

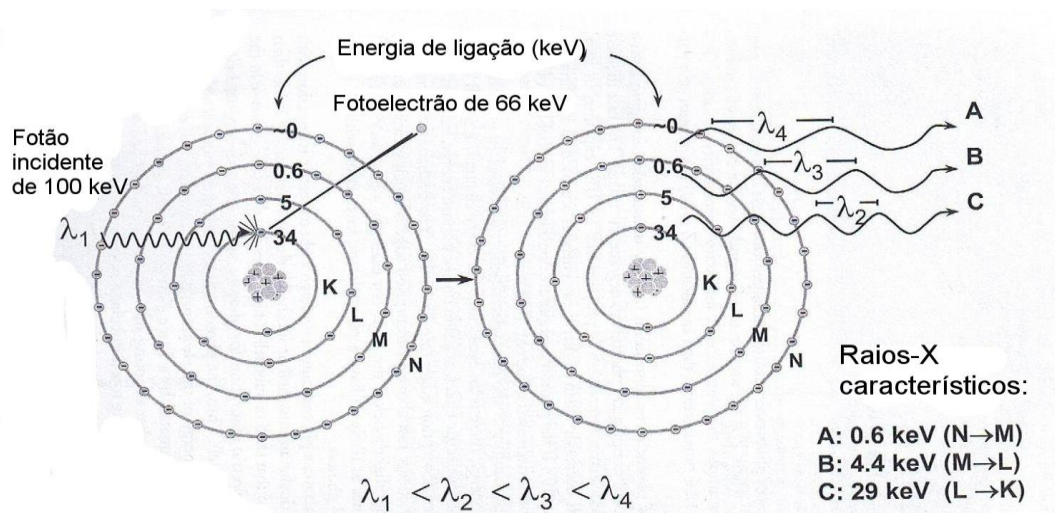


Figura 2.7: Diagrama do efeito fotoelétrico. Esquerda - fóton colide com um electrão que é ejectado para fora das orbitais; Direita - o espaço criado na camada K cria transições das restantes orbitais havendo produção de raios-X [1].

A dispersão Rayleigh-Thomson (Figura 2.6) acontece quando a energia (< 10 keV) do fóton é muito menor do que a necessária para desalojar o electrão da sua orbital, sendo o fóton apenas “deflectido” (na realidade a energia do fóton incidente é absorvida e resulta na emissão de um novo fóton). Tal deve-se ao facto da colisão fóton-electrão ser considerada elástica e coerente e, portanto, o módulo do vector de onda mantém-se constante havendo apenas uma mudança na sua direcção [1]. Não existe perda de energia e este processo dá-se essencialmente para fótons de baixa energia. Este processo acontece com menos 10% de todas as interacções; por sua vez, existe em raios-X de diagnóstico de baixa energia usado em mamografias (22 aos 30 keV).

O efeito fotoelétrico (**Erro! A origem da referência não foi encontrada.**) ocorre pelo facto do fóton X ceder toda a sua energia a um electrão de uma orbital interna, removendo-o do átomo e fornecendo-lhe alguma energia cinética. Esta energia cinética é dissipada localmente provocando um aumento da temperatura. Esse processo de troca de energia é dado por:

$$E_e = E_o - E_b$$

sendo E_e a energia cinética da ejeção do fotoelectrão, E_o a energia do fóton incidente e o E_b , a energia de ligação do electrão na orbital.

Quando o átomo volta ao seu estado fundamental, emite fótons de menor energia característicos do átomo em questão, tratando-se do efeito de fluorescência. É importante referir que o efeito fotoelétrico é proporcional ao número atómico da substância.

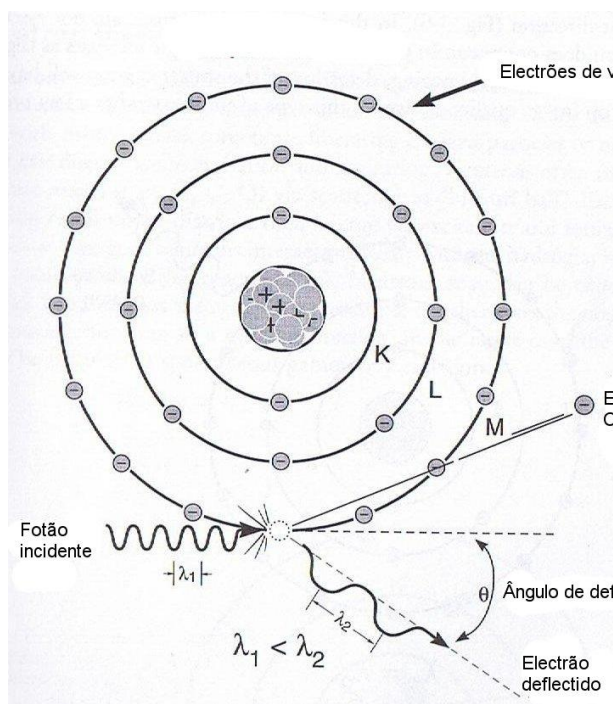


Figura 2.8: Diagrama do efeito de Compton [1].

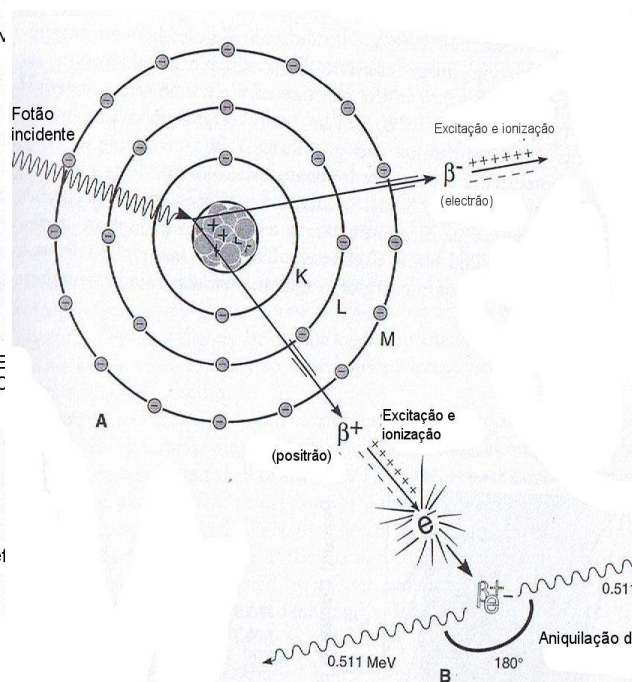


Figura 2.9: Diagrama da produção de pares [1].

Nos meios biológicos, isto é, para baixo número atómico, o efeito fotoeléctrico é relevante apenas para as energias utilizadas em diagnóstico, nomeadamente em mamografia. Já o efeito de Compton (Figura 2.8) acontece quando os raios-X interagem com um electrão das camadas externas. Assim, os raios-X cedem parte das suas energias ao electrão, sendo esta dissipada localmente, e a outra parte é desviada com menor energia que a original. Esta é a interacção que mais ocorre em Radiologia e em TC. É importante referir que o efeito de Compton não depende do número atómico, e para os meios biológicos, as energias preponderantes estão entre os 0,03 MeV e os 7 MeV.

A produção de pares (Figura 2.9) ocorre unicamente quando os fótons de energias iguais ou superiores a 1,02 MeV passam próximos a núcleos de elevado número atómico. Então, os raios-X interagem com o campo eléctrico do núcleo e desaparecem, originando um par electrão-positrão com a mesma energia cinética. O electrão perde a sua energia cinética pela ionização e excitação [1]. Por sua vez o positrão irá interagir com um electrão produzindo dois fótons de 511 keV.

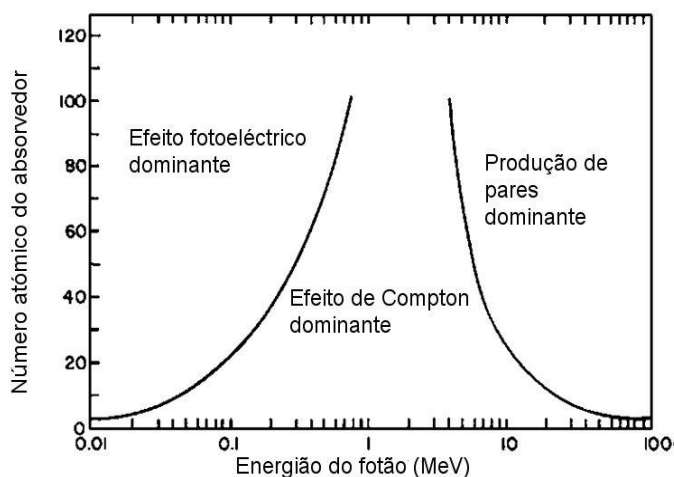


Figura 2.10: Preponderância dos processos competitivos de interacção da radiação electromagnética, dependendo da energia inicial da interacção.

Destes mecanismos, somente dois são importantes em Radiologia: o efeito fotoeléctrico e o efeito de Compton. Na **Erro! A origem da referência não foi encontrada.** é possível verificar a preponderância dos processos competitivos de interacção da radiação.

Contudo o efeito de Compton não contribui com nenhuma informação útil para imagem, já que se trata de uma dispersão e o receptor da imagem reconhece como vindo directo do alvo. Assim, estes raios originados da dispersão de Compton resultam num efeito de nevoeiro na imagem.

Deste modo, o efeito fotoeléctrico é o mecanismo que fornece a informação de diagnóstico relevante, isto é, que representa as estruturas anatómicas [3]. Portanto, o efeito fotoeléctrico é o responsável para se obter melhor contraste da imagem, sendo o objectivo distinguir diferentes tecidos.

2.2.4 Imagem radiológica

A imagem radiológica é uma representação num plano de propriedades das regiões em estudo e possui diversas informações, nomeadamente, morfológica, topográfica e funcional. Em relação à qualidade das imagens, é possível adquirir com melhor nitidez tendo em conta a optimização de alguns factores: diferença de potencial no tubo, corrente no tubo, melhorar a qualidade do feixe através dos filtros, ou seja, o endurecimento dos feixes, utilização de agentes de contrastes, controlo do tempo de exposição, utilização de um feixe de forma adequada e utilização de grelha de anti-dispersão. Os agentes de contraste são compostos químicos que são introduzidos no corpo de forma a aumentar o contraste de uma determinada

estrutura anatómica. Os elementos mais utilizados como agentes de contraste são o iodo e o bário.

Os sistemas de detecção são filmes fotográficos, intensificadores, detectores de cintilação, detectores de ionização, detectores de estado sólido e intensificadores de imagem. As Radiografias convencionais necessitam que exista sempre uma gravação no mesmo substrato que a exposição, e é difícil variar diversos parâmetros da imagem, enquanto a Radiografia digital é mais flexível para otimizar essa imagem. Neste sistema de Radiografia digital, o tubo de raios-X e o receptor estão ligados por um computador e a imagem é guardada e processada numa consola, podendo ser comum a outros sistemas de imagem.

2.3 Tomografia Computorizada

A tomografia computadorizada (TC) foi desenvolvida por Hounsfield e Cormack em 1972. A TC trata-se de um dos mais destacados e modernos métodos de diagnóstico de imagem devido à sua crescente implementação, evolução e reconhecida utilidade para a medicina. Ao obter-se uma imagem tomográfica diminui-se em especial o ruído estrutural e o ruído da radiação dispersa nas imagens médicas radiológicas, melhorando a resolução de contraste em estruturas moles. A TC fornece valores quantitativos do coeficiente de atenuação ao nível do elemento da imagem, e assim permite realçar as diferenças das estruturas anatómicas no corte.

2.3.1 Princípios básicos

Os princípios matemáticos da TC foram desenvolvidos por Radon em 1917, inicialmente para a astronomia. E os princípios físicos inerentes à TC, no que respeita à geração, interacção e detecção dos raios-X são os mesmos da Radiologia convencional. Tratou-se da simbiose entre duas teorias.

A imagem obtida através desta técnica é o resultado do processamento de diversas projecções adquiridas para a obtenção da imagem em torno do objecto segundo diferentes direcções.

Nota:

Nas TC utiliza-se o sistema eixos descritos na Figura 2.11.

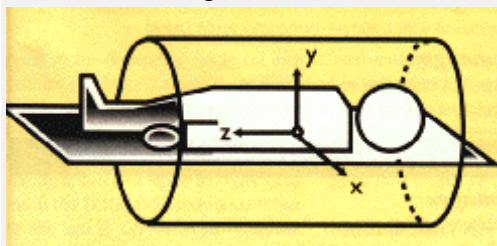


Figura 2.11: Sistema de coordenadas utilizada na TC [50].

Uma série de raios que passam através de um paciente com a mesma orientação é denominado de *projecção* [1]. Existem três tipos de projecções geométricas que são usadas em TC: *feixe geométrico paralelo*, *feixe geométrico em leque* e *feixe em cone*. No feixe paralelo, todos os raios são paralelos entre si na projecção, enquanto no feixe em leque os raios divergem, a partir do foco da ampola. Actualmente os aparelhos TC estão munidos de um feixe em leque ou cone nos

processos de aquisição e reconstrução.

2.3.2 Gerações TC

É interessante acompanhar a evolução do método e técnica TC, facilitando a descrição dos conceitos chaves da imagem em TC.

1.ª Geração

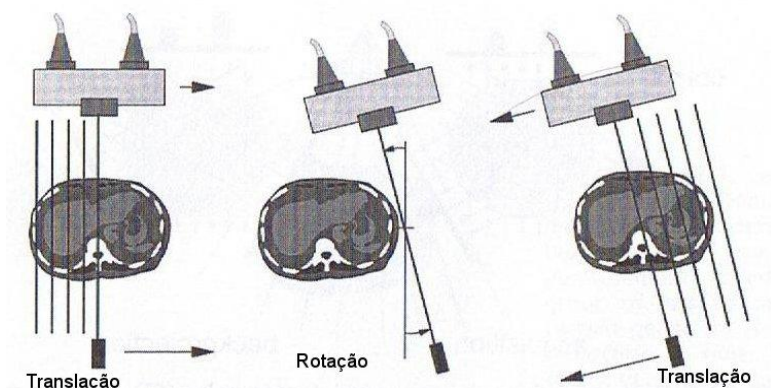


Figura 2.12: 1.ª Geração (translação - rotação) TC. [1]

Na 1.ª Geração (Figura 2.12), os sistemas TC eram designados de translação-rotação, no qual existia uma translação do conjunto que suportava o tubo de raios-X e um único detector. Assim, o conjunto rodava só num pequeno ângulo, de 1°, antes de fazer uma nova translação em sentido contrário. Eram, no máximo, executadas 180 projecções e demoravam cerca de 4 a 5 minutos por corte.

2.ª Geração

A 2.ª Geração dos sistemas TAC continua a ser de translação-rotação, no entanto utilizavam uma série de múltiplos detectores, normalmente 30. Nesta geração, o número máximo de projecções continuava a ser de 180, contudo utilizava-se um raio-X divergente a 10°, e o tempo de cada corte diminuiu em relação à 1ª Geração, passando a ser de 18 a 20 segundos.

3.ª Geração

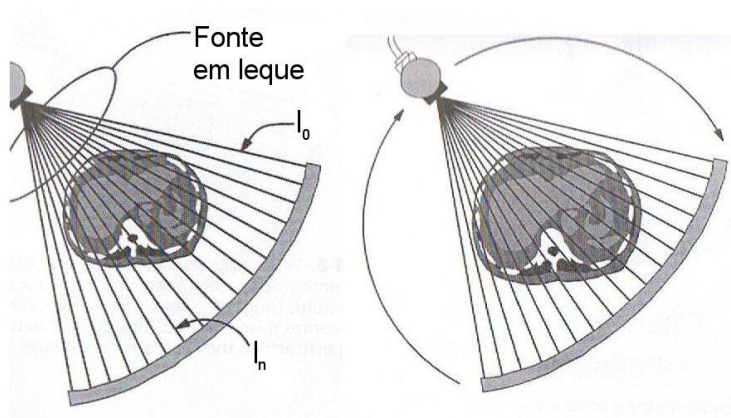


Figura 2.13: 3.ª Geração (rotação-rotação) TC, feixe em leque. [1]

Já na 3.ª Geração (Figura 2.13) o movimento de translação foi eliminado, passando a designar-se de rotação-rotação. Com este sistema, ao apresentar um arranjo circular de detectores e a existência de raios-X divergente entre 20° a 50°, era possível enquadrar totalmente o paciente. Com a eliminação do movimento de translação foi possível reduzir o tempo drasticamente para 500 ms por corte e existia mais do que uma medida por corte, ficando limitado em termos de velocidade, unicamente pelas capacidades do sistema e de transferência de dados para o computador. O número de detectores utilizados era entre 250 a 800, e estes exigiam uma grande estabilidade de resposta dos detectores, sendo uma dificuldade desta de aquisição. Assim, a medição da intensidade na periferia, sem atravessar objecto, do feixe I_0 torna-se de referência à obtenção dos dados, e o G_0 o ganho do detector que mede I_0 . Logo, para qualquer outra direcção, a intensidade será I_n e assim medida pelo detector n . Ou seja,

$$\ln \frac{G_0 I_0}{G I_n} = \sum_{i=1}^n \mu_i a$$

Assim, só dará o resultado certo se $G=G_0$, logo qualquer variação no ganho dos detectores introduzirá ruído nas medições e artefactos emanel nos casos extremos.

4.^a Geração

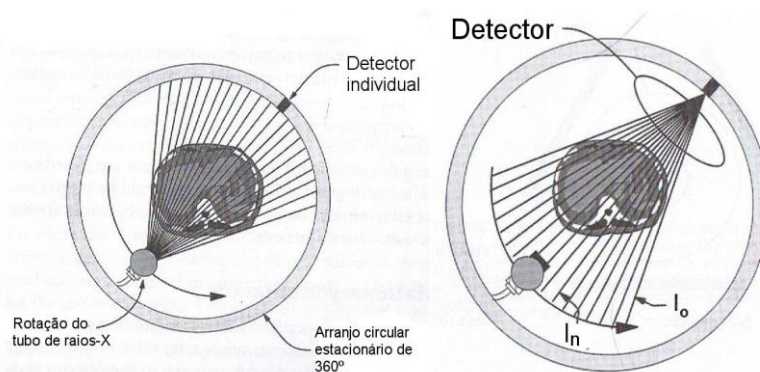


Figura 2.14: 4.^a Geração (rotação-estacionária) TC [1]

Na 4.^a Geração (Figura 2.14) foi importante remover os artefactos causados pela falta de estabilidade dos detectores da 3.^a Geração. Assim para ultrapassar a necessidade de estabilidade dos detectores da geração anterior criou-se um arranjo circular estacionário de detectores, completando os 360°. Logo, é necessário um número superior de detectores, em relação às gerações anteriores, normalmente de 600 a 4800. Na 4.^a Geração é unicamente o tubo de raios-X que se move numa trajectória circular interna ou externa ao anel de detectores. Tal como a geração anterior, a velocidade de aquisição de imagem depende sobretudo do tubo de raios-X e da transferência de dados para o computador, sendo menor que os 500 ms da geração anterior, por cada corte.

5.^a Geração

A 5.^a Geração (tomógrafo de feixe de electrões ou ultra-rápido) das TCs (Figura 2.15) foi desenvolvida para efectuar estudos dinâmicos rigorosos da função cardíaca. A principal diferença para a 4.^a geração é ausência de movimento do tubo de raios-X. Em vez dessa rotação existe um ânodo emissor de raios-X em forma de arco de círculo de tungsténio, rodeando o paciente. Assim, o canhão de electrões emite um feixe de electrões que são focados e deflectidos por duas bobinas que existem ao longo do trajecto do feixe, que faz rodar de modo a embater numa das quatro pistas de foco existentes no ânodo circular, abrangendo um arco de 210°. A detecção é feita por dois arcos de circunferência que estão opostos ao ânodo. O tempo de varrimento é de cerca de 50 ms, permitindo assim obter sequências dos movimentos cardíacos com boa qualidade.

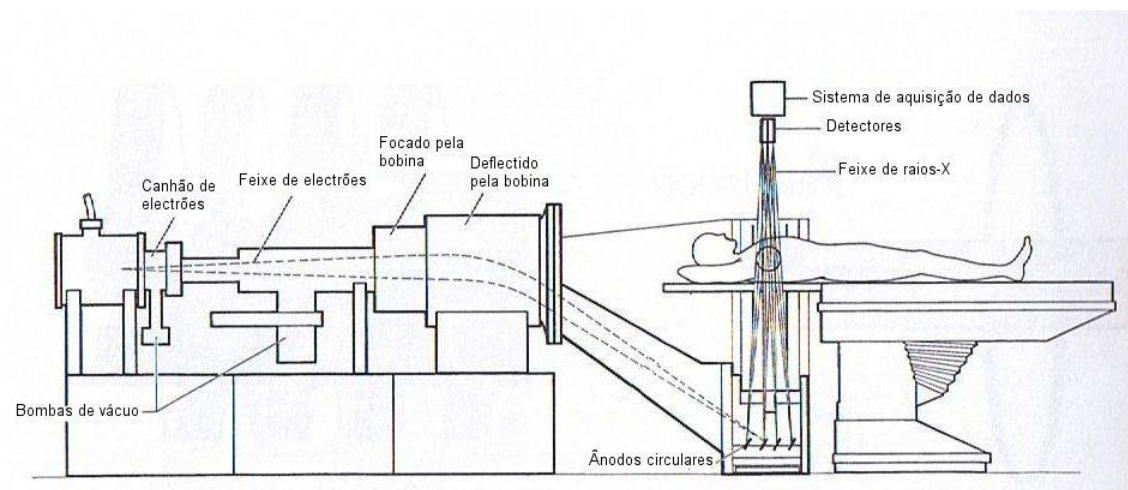


Figura 2.15: Esquema de uma TC de 5.ª geração - Scanner ultra-rápido ou de feixe de electrões [1]

6.ª Geração

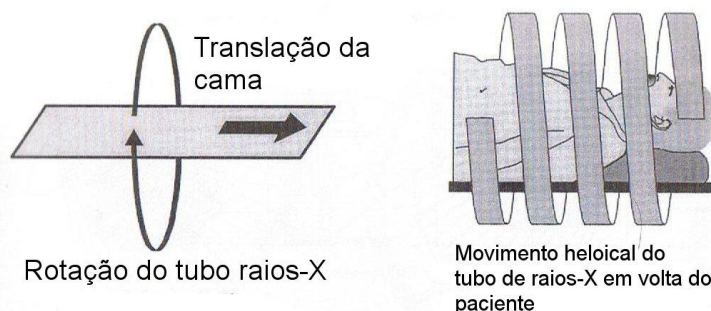


Figura 2.16: Movimento da TC da 6.ª geração, translação da cama em movimento uniforme e rotação da ampola em movimento circular uniforme - Soma dos dois movimentos, 6.ª geração. [1]

A 6.ª Geração da TC passou a designar-se de TC helicoidal (Figura 2.16), espiral ou volumétrico, desenvolvida, inicialmente em 1989 e apresenta vantagens em relação à modalidade axial.

Na TC axial, a mesa move-se gradualmente a seguir a cada rotação, já na TC helicoidal a mesa move-se com velocidade de translação constante e a *gantry* com movimento de rotação contínuo. Com a associação de movimentos, é possível a aquisição volumétrica da informação através de projecções axiais em que as sucessivas direcções definem uma espiral concordante com o próprio sistema.

A informação obtida na TC helicoidal não é do plano de um único corte, assim os dados obtidos deverão ser utilizados para ter-se uma sequência de cortes visualizáveis da forma tradicional ou para uma reconstrução tridimensional da área varrida. Já os valores que dizem respeito a um determinado corte são obtidos por interpolação e extrapolação, de forma linear, a partir dos dados obtidos. É importante utilizar a interpolação e a extrapolação para se

obterem os tomogramas, pois os dados da projecção, seja qual for o corte transaxial, são incompletos.

A velocidade do movimento da mesa relativamente à rotação do tubo de 360° (T) é de importante consideração, sendo o “pitch” (p), o parâmetro que descreve esta relação:

$$p = \frac{\text{Deslocamento axial para a rotação do tubo de } 360^\circ}{\text{Espessura nominal do corte}} = \frac{T}{h}$$

em que h é a espessura nominal do corte de imagem sendo o número de espessuras de corte que a mesa desloca em relação à ampola, como é possível verificar na Figura 2.17. O passo, “pitch”, é uma grandeza adimensional e é utilizado normalmente entre os valores 0,75 e 2.

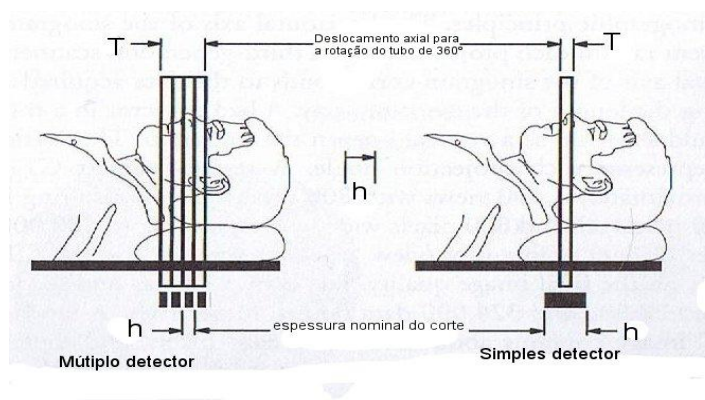


Figura 2.17: Deslocamento da mesa e espessura do corte [1]

7.ª Geração

O TC multidetector (TCMD) ou TC multicorte (em inglês: *Multi detector array computed tomography, MDCT*) teve início em 1998 e, tal como a palavra indica, utiliza vários conjuntos de detectores, - ver Figura 2.18 - sendo que estes estão muito próximos entre si, permitindo efectuar varios cortes em simultâneo numa única rotação do tubo de raios-X.

A principal diferença com o sistema convencional de um só corte é que apresenta uma maior área de detecção, adquirido devido ao aumento da dimensão segundo o eixo do sistema e também devido à área do detector apresentar múltiplas linhas de separação transaxiais.

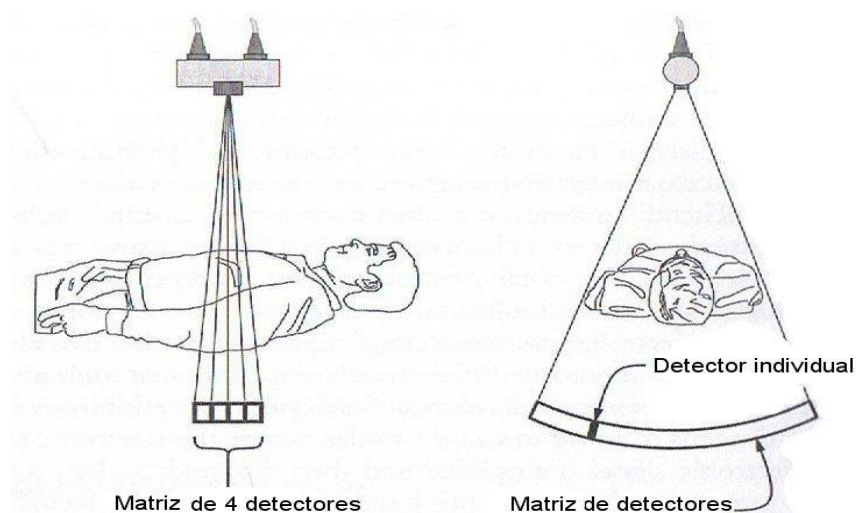


Figura 2.18: Esquema dos detectores de um sistema de TC multicorte [1]

O TC helicoidal multidetector pode efectuar uma aquisição com ou sem movimento da mesa, respectivamente aquisição helicoidal ou aquisição axial. A espessura de corte poderá variar de acordo com a situação, permitindo reduzir os tempos típicos para cada exame relativamente aos sistemas de um único corte. Contudo, os exames efectuados nos sistemas multicorte, na sua grande maioria, são executados em modo helicoidal e é consensual que serão brevemente a única opção em TC [2].

Estes sistemas de multicorte estão equipados com filas de detectores paralelos, existindo a possibilidade de efectuar diferentes colimações [1].

2.3.3 Detectores

Os detectores usualmente utilizados em TC são detectores de ionização em gás e de cintilação. [2]. Para um detector de TC são exigidas as seguintes qualidades: estabilidade em longos períodos, eficiência de conversão, eficiência de colecção, independência da temperatura e da humidade, baixo ruído, boa gama dinâmica, linearidade na resposta de frequência e baixo custo.

Detectores gasosos

Estes detectores servem-se dos impulsos resultantes da captação, por eléctrodos a potencial apropriado, das cargas eléctricas produzidas por ionização no gás. O xénon (Xe - $Z = 52$) é o gás mais usual, o qual é sujeito a pressões elevadas para aumentar a massa específica, logo a probabilidade de interacção.

Apesar da eficiência de detecção dos cintiladores sólidos ser superior (num factor de perto de 2, isto é 95% para 45%) à dos detectores de Xe, é possível uma menor separação entre os elementos de detecção do que no caso dos cintiladores, e a colecção da luz pelos fotodíodos não é total. Os detectores gasosos têm a característica dos septos entre as unidades de detecção contíguas funcionarem como colimação eficaz contra a radiação dispersa. Alguns sistemas de TC têm um feixe colimado antes e depois do paciente, assim o colimador pré-paciente, formado por algumas lâminas de chumbo, tem como função definir um feixe de raios paralelos e de secção ajustada aos detectores.

Os detectores gasosos apresentam uma melhor gama dinâmica, enquanto os detectores de semiconductor possuem uma gama limitada pelos fotodíodos. Três vantagens dos detectores de Xe, em relação aos detectores sólidos são a maior estabilidade em longos períodos de tempo, a independência com a temperatura e o preço menos elevado. Contudo, a tecnologia dos detectores de Xénon foi superada pela dos detectores de estado sólido, e agora foram relegados para aparelhos de TC mais baratos.

Detectores de cintilização

Um detector de estado sólido, de um sistema TC, é constituído por um cintilador acoplado a uma célula fotoelétrica. O cintilador emite uma luz visível, quando é atingido por um fotão X. A luz emitida pelo cintilador atinge a célula fotoelétrica, tipicamente um fotodíodo, que é um dispositivo electrónico que converte a intensidade da luz num sinal eléctrico proporcional à intensidade da luz. O conjunto cintilador-fotodíodo de detectores sólidos TC é semelhante ao conceito de muitos sistemas digitais de detectores de Radiografia de raios-X; contudo, os requisitos de desempenho da TC são ligeiramente diferentes. O tamanho do detector no TC é medido em milímetros (normalmente $1,0 \times 15$ mm ou $1,0 \times 1,5$ mm para matrizes de múltiplos detectores), enquanto os detectores de sistemas de Radiografia digital são tipicamente 0,1 a 0,2 mm de cada lado. O equipamento TC requer alta fiabilidade, razão sinal-ruído elevada, e normalmente o valor do pixel é composto por 20 ou mais *bits*.

Os cintiladores usados nos detectores de TC de estado sólido variam entre os fabricantes, com CdWO_4 , ítrio e gadolínio cerâmico, e outros materiais. Como a densidade e

número atómico efectivo dos cintiladores são substancialmente superiores aos de gás pressurizado, tal como o Xénon, assim, os detectores de estado sólido normalmente têm maior eficiência de absorção dos raios-X. No entanto, para reduzir a interferência entre os elementos adjacentes dos detectores, é necessário um pequeno espaço entre os elementos do detector, o que reduz a eficiência geométrica.

A superfície superior de um detector de TC de estado sólido é essencialmente plana, assim sendo, detecta os raios-X numa larga gama de ângulos, ao contrário dos detectores de Xénon. Os detectores de estado sólido são utilizados para 4.^a Geração dos aparelhos TC, mas também são muito usados na 3.^a Geração dos aparelhos TC [1].

Detectores de multicorte

Estes detectores podem ser divididos em três, nomeadamente: de matriz fixa, de matriz simétrica, e de isotrópica, possuindo elementos de detecção iguais, como demonstra o esquema da Figura 2.19. Existem sistemas de multidetectores de matriz adaptativa, assimétrica ou anisotrópica. Também existem sistemas híbridos muito semelhantes, com excepção dos elementos centrais de menores dimensões.

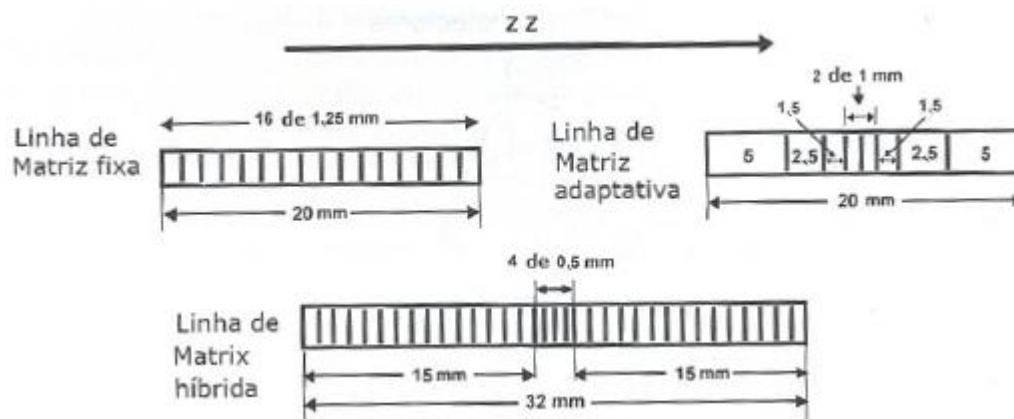


Figura 2.19: Organização dos detectores [2].

Os sistemas de matriz fixa (Figura 2.20) apresentam a vantagem de adaptação à aquisição de um número menor de cortes por rotação; já os sistemas adaptativos, apesar de teoricamente serem mais eficientes por terem menos elementos, e logo menor número de espaços mortos entre os detectores, apresentam separações entre os elementos que são relativamente pequenas, e assim a eficiência geométrica, segundo o eixo dos zz , dependerá da irradiação fora da área activa do detector.

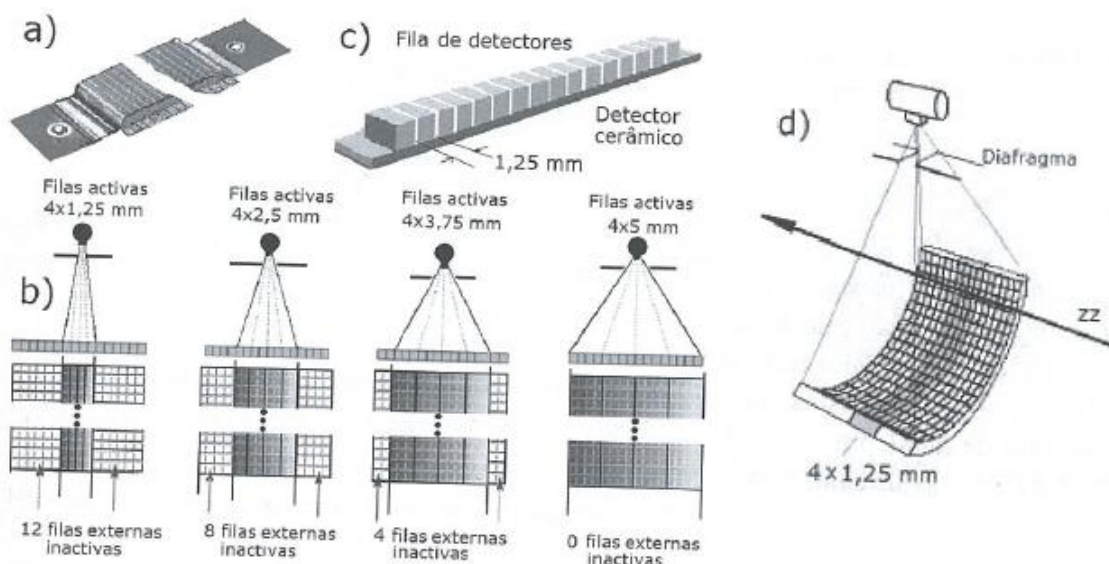


Figura 2.20: a - Vista de um detector de matriz fixa; b - Possíveis arranjos para a obtenção de 4 cortes com diferentes espessuras; c - Fila de detectores; d - Esquema dos detectores num sistema de TC multicorte [2].

No sistema de matriz fixa não é utilizada colimação secundária, pelo que a definição dos cortes é feita pela colimação primária e controlo electrónico. Já no sistema de matriz adaptativa existem duas colimações, a primária e a secundária, permitindo, para o exemplo da Figura 2.21, obter 2 cortes de 0,5 mm, 4 cortes de 1 mm, 4 cortes de 2,5 mm e 4 cortes de 5 mm. Nos sistemas híbridos não é usada a colimação secundária.

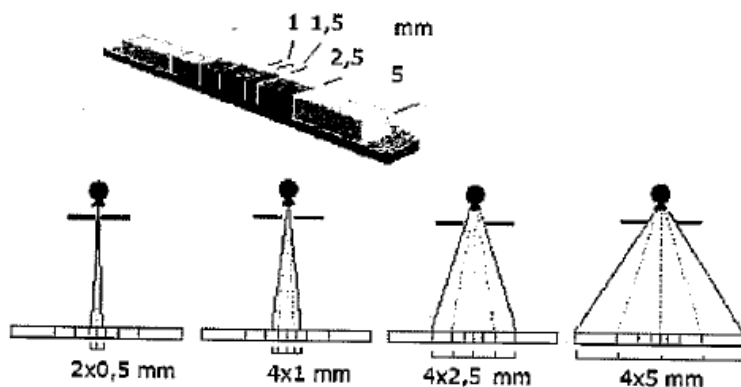


Figura 2.21: Aquisição com sistema de matriz adaptativa - considerando 4 possibilidades de aquisição [1].

2.3.4 Características da Imagem

Não se incidirá sobre este tema nesta tese, apesar de ser um tema de assinalável importância. Por esse motivo, focá-lo-emos unicamente de maneira genérica.

A imagem proveniente de um equipamento de TC não é obtida como na Radiologia convencional. Na Radiologia convencional, os raios-X formam a imagem directamente no

receptor da imagem. Na TC, são adquiridas projecções, cuja manipulação computacional (filtragem e retroprojectão) permite obter a imagem tomográfica.

2.3.4.1 Imagem Matriz

Cada imagem 2D proveniente do aparelho de TC é apresentada sob a forma de uma matriz composta por *pixels*, atribuindo-se a cada *pixel* um número. Esse número é depois convertido numa escala de cinzentos ou nível de brilho no monitor. Actualmente os sistemas de imagem têm matrizes 2D com 512×512, resultando em 262 144 células de informação.

Cada célula é um pixel (*picture element*) e a informação numérica em cada pixel ao número TC ou unidades de Hounsfield (UH). O *pixel* é a representação 2D correspondendo a um volume de um tecido (*voxel* – *volume element*). O volume do *voxel* é determinado pela multiplicação do tamanho do *pixel* pela espessura de corte TC:

$$\text{Voxel size (mm}^3\text{)} = \text{pixel size (mm}^2\text{)} \times \text{espessura de corte (mm)}$$

O diâmetro da reconstrução da imagem é chamado de *field of view* (FOV). Quando o FOV cresce para uma matriz de tamanho fixo, por exemplo de 12 cm para 20 cm, o tamanho de cada *pixel* cresce proporcionalmente. Quando o tamanho da matriz cresce para um FOV fixo, por exemplo 512×512 para 1024×1024, o tamanho do pixel é menor [3]. O tamanho linear do pixel é dado a partir da expressão:

$$\text{Tamanho do pixel} = \frac{\text{FOV}}{\text{n.º de pixels da matriz}}$$

2.3.4.2 Número TC

Cada *pixel* é apresentado no monitor como nível de brilho. A este nível corresponde uma escala de números TC que vai de: -1000 a +1000. O número TC de -1000 corresponde ao ar, e o número +1000 corresponde à densidade óssea. O número TC de 0 indica a água.

O valor preciso do número TC é dado pelo *pixel* e está relacionado com atenuação dos raios-X para cada tecido que contém o voxel. A atenuação dos raios-X é determinada pela energia média do feixe de raios-X e o número atómico efectivo do material, no qual o feixe incide, e é expresso pelo coeficiente de atenuação.

$$\text{Número TC} = k \left(\frac{\mu_t - \mu_w}{\mu_w} \right)$$

em que μ_t é o coeficiente de atenuação do material analisado; μ_w é o coeficiente de atenuação da água, e k é a constante para determinar o factor da escala para a escala do número TC. Quando k é 1000, o número TC é designado de unidades Hounsfield.

Existe claramente uma quantidade de informação desperdiçada quando a escala dinâmica da imagem é 2000, mas é apresentada no ecrã ou filme em centenas de tons de cinzas. Contudo, um processo posterior com uma janela e um nível ajustado de cinzento torna visível a escala inteira [3].

2.3.4.3 Reconstrução

Para a reconstrução de uma imagem em TC são necessários diversos algoritmos nomeadamente:

- Retro projecção (*Back projection*);
- Filtragem (que pode ser feita no espaço de Fourier ou no espaço directo. Neste último caso, utilizam-se algoritmos de convolução)

Por vezes, a reconstrução da imagem é feita recorrendo a algoritmos iterativos.

Razão dos artefactos

O sinograma (

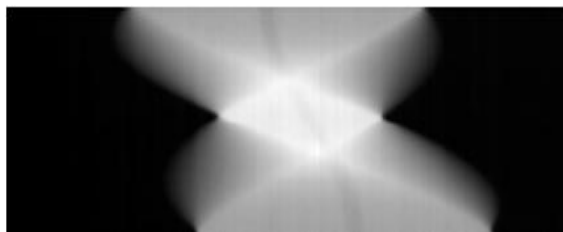


Figura 2.22: Sinograma de uma tomografia 2D por raios-X -original [4].

Figura 2.22) é uma representação de várias projecções sobre um gráfico, em que o eixo dos yy representa o ângulo da projecção que se está a considerar. O ponto central incidirá sempre no mesmo ponto do detector, pelo que representa uma linha vertical no sinograma. Qualquer ponto que não esteja sobre o centro será representado por um seno. Com isto, existe o problema de cada ponto cruzar a linha central duas vezes, local onde o ponto central se situa. Na reconstrução dos diferentes pontos periféricos devido ao ponto central, estes cruzamentos vão originar artefactos proporcionais a uma distância, entre as amostras no espaço frequência, de $1/D$. A análise foi feita para o ponto central; todavia vai acontecer em qualquer outro ponto do sinograma, logo, para todos os ângulos, existirá informação nos sensores, que será a contribuição de mais do que um ponto. Da mesma forma cada ponto anatómico da imagem corresponde a um seno bem definido.

Depois de obter as projecções, usa-se a retro projecção como demonstram as Figura 2.23, Figura 2.24, Figura 2.25 e Figura 2.26 para diversas projecções, que consiste em fazer corresponder cada ponto do espaço objecto com valor do próprio raio soma, colocando os valores sobrepostos.

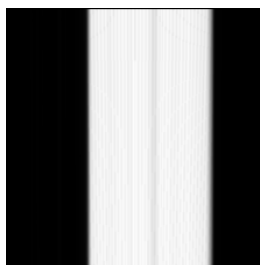


Figura 2.23: Reconstrução tomográfica com 1 projecção [4]

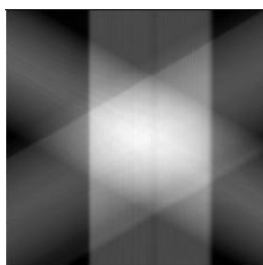


Figura 2.24: Reconstrução tomográfica com 3 projecções [4]

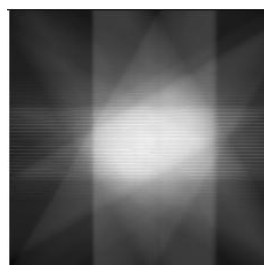


Figura 2.25: Reconstrução tomográfica com 6 projecções [4]



Figura 2.26: Reconstrução tomográfica com 180 projecções [4]

No entanto, a simples retro projecção das projecções não permite representar fielmente o objecto, já que a imagem retroprojectada apresenta artefactos, existindo, assim uma perda de informação associada às altas frequências espaciais. A solução para resolver este problema consiste na utilização dos métodos de filtragem (que geralmente é aplicado no espaço de Fourier). Com a introdução do filtro será evidenciada a resposta de alta frequência fazendo desaparecer grande parte dos artefactos. Também o efeito do filtro faz com que exista uma normalização dos valores na imagem retroprojectada, sendo os valores dos *pixels* correspondentes ao objecto positivos e nas restantes regiões negativos, mas próximos de zero.

Existem vários processos matemáticos utilizados no processo de projecção como a transformada de Radon, sendo analisada no espaço de Fourier, através da aplicação do teorema da projecção do corte [2].

Todavia, existem outros métodos usados como:

- ART (Técnica de Reconstrução Algébrica - *Algebraic Reconstruction Technique*); [2]
- ILST (Técnica Interactiva dos Mínimos Quadrados - *Least Squares Interactive Techinque*); [2]
- ML-EM (*Maximum likelihood by expectation maximization*); [2]
- SIRT (Técnica de Reconstrução Interactiva Simultânea - *Simultaneous Interactive Reconstruction Technique*). [2]

2.3.5 Dose

Na actualidade a irradiação proveniente do equipamento de TC é a técnica de diagnóstico médico que mais contribui para exposição da população à radiação ionizante [2]. Devido às particularidades da técnica TC, foram criadas novas grandezas dosimétricas para descrever e caracterizar a deposição de energia nos tecidos, tais como:

- CTDI – Índice de dose da TC:
 - O valor da dose média (mGy) por unidade de espessura do corte (para um único corte), sendo o integral do perfil de dose que diz respeito a um único corte e estendido a todo o comprimento, dividido pela espessura nominal do corte.
- MSAD – Dose média para múltiplos cortes:
 - Trata-se de uma medida da dose média absorvida (mGy) na zona irradiada pelo paciente depois da série de exposições executada para obter as imagens tomográficas, e também para indicar a sobreposição entre as curvas de dose e a eficácia da colimação utilizada, em que uma relação elevada mostra que o paciente recebe dose não utilizada para a realização do exame.
- CTDI_w – CTDI ponderado (*weighted*) é o valor ponderado de medidas feitas no plano do corte de um fantoma com 5 orifícios, medido através de câmaras de ionização em forma de caneta e é calculado através de:
$$CTDI_w = \frac{1}{3}CTDI_c(centro) + \frac{2}{3}CTDI_p(periferia)$$
- D_{org} – Dose no órgão;
- DLP – Produto comprimento dose para séries de cortes:
 - Esta grandeza aplica-se ao exame total, e é a soma do produto de: CTDI_w pela espessura do corte, para o total de cortes, e tem em consideração o número de cortes/rotação e a espessura dos cortes para as sequências utilizadas.
- dlp – Produto comprimento dose para um corte;
- E – Dose efectiva.

Embora não sendo o ponto relevante nesta dissertação, é necessário ter sempre presente os princípios básicos da protecção radiológica, nomeadamente o princípio ALARA

(*As Low As Reasonably Achievable*), o qual estabelece que todas as exposições devem ser mantidas tão baixas quanto possível. Assim, pressupõe-se o cumprimento estrito de todas as medidas de radioprotecção durante os exames, e, assim, prevenir os efeitos não estocásticos e reduzir-se, para níveis aceitáveis, a probabilidade de efeitos estocásticos ocorrerem [5] [6].

2.4 Controlo de qualidade

Na medicina, qualidade significa corresponder e satisfazer as expectativas do paciente relativas ao diagnóstico e tratamento. Este facto deverá ser um objectivo concretizado por profissionais, com observância rigorosa e absoluta dos protocolos existentes para o efeito, seja de âmbito nacional e internacional. A garantia de qualidade define-se como o conjunto de actuações planificações e sistematizações necessária para assegurar que um produto ou serviço satisfaz os requerimentos da qualidade. Para se poder garantir e assegurar a qualidade, estabelecem-se programas de garantia de qualidade que reconhecem procedimentos, instruções, normas e outros, aspectos relevantes, a que devem atender a todos os intervenientes no processo em que estão envolvidos.

2.4.1 Qualidade de imagem

A qualidade de imagem na Radiologia convencional é expressa em termos de resolução espacial, resolução de contraste e de ruído. Estas características são relativamente fáceis de descrever, mas algumas são difíceis de medir e expressar quantitativamente. Como as imagens TC são compostas por valores discretos de pixel, a qualidade de imagem é mais fácil de caracterizar. O número de métodos disponíveis para medir a qualidade de imagem TC e as principais características desta são cinco: resolução espacial, resolução de baixo contraste, ruído, linearidade e uniformidade. [3]

2.4.1.1 Resolução Espacial

A resolução espacial é a distância mínima entre dois pontos, de um objecto, que conseguem ser distinguíveis. A resolução encontra-se sempre associada à qualidade da imagem. [2]. A resolução espacial é inversamente proporcional ao tamanho do pixel: quando menor o pixel maior é a resolução espacial. [3]. Existem diversos factores que afectam este tipo de resolução em TC: as dimensões do foco, as dimensões dos detectores, a ampliação, o algoritmo de reconstrução e a forma de visualização. [2]

Existe a possibilidade de definir a espessura de corte ou no plano do corte ou segundo a direcção normal a este, ao indicar as distâncias mínimas entre duas estruturas absorventes, detectáveis como objectos separados, quando as distâncias são medidas nas duas direcções consideradas. As duas resoluções deverão ter valores próximos, tal como é visível na Figura 2.27 [2].

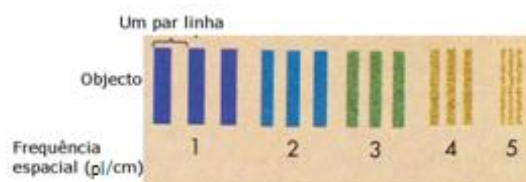


Figura 2.27: Exemplo de par de linhas por cm. [3]

Para maior proveito da resolução espacial no plano do corte, esta deverá ser acompanhada por espessuras de corte da ordem de grandeza correspondente à distância de resolução [2]. A unidade mais utilizada para medir e quantificar a resolução é *par de linhas (pl) por unidade de distância*, medido em unidades de frequência espacial. No caso dos sistemas de imagem TC, esta grandeza é expressa em par de linha por centímetro (pl/cm) [3].

A capacidade de um sistema TC reproduzir com exactidão uma aresta pode ser expressa matematicamente pela ERF (*Edge Response Function*). A ERF pode ser transformada noutra expressão matemática designada por MTF (*Modulation Transfer Function* – Função de Modulação de Transferência). A representação gráfica da MTF é mais utilizada para apresentar a resolução espacial nos sistemas de imagem TC. [3].

Em termos simples, a MTF é a relação entre a imagem e o objecto. Se a imagem representa o objecto, a MTF do sistema TC deverá ter o valor de 1. Se a imagem é simplesmente cinzenta e o seu conteúdo não contém informação do objecto, e assim a MTF terá o valor de zero. Níveis intermédios de resultados terão valores intermédios da MTF. [3].

Embora a resolução da imagem TC seja, na maioria das vezes, expressa pela frequência espacial, é mais fácil pensar em termos do tamanho do objecto que pode ser reproduzido. O tamanho do objecto absoluto que possa ser resolvido por um sistema de TC é igual a metade da frequência espacial na resolução de limitação:

$$SR \text{ (cm)} = 1/2 \left(\frac{1}{SR(pl/cm)} \right)$$
$$SR(pl/cm) = 1/2 \left(\frac{1}{SR(cm)} \right)$$

[3] em que *SR* (resolução espacial – *spatial resolution*).

A resolução espacial é medida para condições de bom contraste (designa-se por vezes de *resolução de alto contraste*). Quanto à resolução espacial de baixo contraste ou de detectabilidade refere-se à capacidade do sistema em distinguir estruturas para um dado contraste. Em sistemas digitais esta grandeza é sobretudo limitada pelo ruído. [2].

As curvas de sensibilidade (SSP – *Slice Sensitivity Profile*) designam a variação da resposta do sistema segundo uma direcção, normalmente a do eixo, e só são representadas após a normalização para o valor máximo. O perfil de uma curva de sensibilidade depende das dimensões do foco, dos colimadores e do algoritmo em uso.

A resolução segundo a direcção do eixo depende da espessura de corte, mas a máxima resolução depende também de outros factores. Para valores da espessura de corte superiores à distância de resolução, segundo a direcção do eixo, obtida pela curva de sensibilidade, e para cortes suficientemente próximos, a distância de resolução final é a própria espessura do corte.

2.4.1.2 Espessura de corte

A espessura de corte de um sistema TC pode ser obtida pela largura a meia altura (FWHM) da curva de sensibilidade do sistema, segundo a direcção normal ao corte, no centro do campo de observação ou ao longo do eixo do sistema.

Uma mesma espessura de corte pode resultar de perfis de sensibilidade com formas muito diferentes e resultar em respostas muito diferentes. Assim, é necessário conhecer-se o perfil da curva de sensibilidade juntamente com a espessura do corte para se conseguir algumas características determinantes da qualidade da imagem do TC. [2]

2.4.1.3 Resolução de contraste

A capacidade de distinguir um tecido mole de outro sem relação de tamanho ou forma é chamado de resolução de contraste. Esta é uma área que se destaca na TC. [3]. A absorção dos raios-X pelo tecido é caracterizada pelo coeficiente de atenuação do tecido.

Nas imagens do sistema TC é possível amplificar as pequenas diferenças dos coeficientes de atenuação de diversos materiais/tecidos ampliando o contraste da imagem relativamente aos sistemas de projecção convencionais.

É importante referir que a resolução de contraste é principalmente superior na TC, devido à colimação do feixe do raio-X e ao facto das estruturas não se apresentarem sobrepostas. Assim, a resolução de contraste da TC é considerada melhor do que a Radiologia convencional, principalmente devido à dispersão da radiação existente na Radiologia convencional. A capacidade de detectar-se objectos de baixo contraste com a TC é limitado pelo tamanho, uniformidade do objecto e pelo ruído do sistema. [3]

2.4.1.4 Ruído

Se um meio homogéneo como a água se encontra representado numa imagem, o valor de cada *pixel* deverá ser zero. No entanto, tal situação não acontece, pois a resolução de contraste do sistema não é perfeita. Logo, o número TC poderá ter a média de zero para a água, mas os *pixels* poderão ter valores superiores ou inferiores a zero. A variação dos valores superiores e inferiores ao número TC são o ruído do sistema. Se todos os valores do *pixel* fossem iguais, o ruído seria zero.

O ruído é a percentagem do desvio padrão de um grande número de *pixels* obtidos de uma imagem de água. É relevante considerar que o ruído depende de diversos factores:

1. kVp e filtração;
2. Tamanho do pixel;
3. Espessura de corte;
4. Eficiência do detector;
5. Dose do paciente.

A expressão do ruído é dada por:

$$\text{Ruído}(\sigma) = \sqrt{\frac{\sum (x_i - x)^2}{n - 1}}$$

em que x_i é o valor TC, x é a média de pelo menos 100 valores, e n é o número dos valores TC. O ruído pode ser caracterizado através do desvio padrão (σ) dos números TC numa determinada zona de interesse (*ROI – Region Of Interest*). Também, é importante reter que a resolução dos objectos de baixo contraste é limitada pelo ruído dos sistemas de imagem TC. [3]

2.4.1.5 Linearidade

Os equipamentos TC devem ser frequentemente calibrados para que a água seja bem representada pelo valor do número TC de zero e os outros materiais e tecidos tenham o apropriado valor TC. [3]. A linearidade da TC é a avaliação da curva do número TC em função dos coeficientes de atenuação do respectivo material.

O desvio da linearidade é a indicação de um erro ou defeito do sistema de imagem TC. No entanto, um pequeno desvio não afecta, significativamente, a imagem.

2.4.1.6 Uniformidade

Quando um objecto é uniforme cada *pixel* deve ter o mesmo valor. Esta característica é designada de uniformidade espacial. [2]. A uniformidade espacial pode ser testada pelo *software* do próprio aparelho, com o traçar de um perfil ao longo dos eixos de uma imagem de um fantoma de água e exibir um histograma. Se os valores do histograma ou a linha do gráfico estiverem dentro de duas vezes o desvio padrão da média dos valores ($\pm 2\sigma$), considera-se que exibe uma uniformidade espacial aceitável. [3].

2.4.1.7 Função de transferência de modulação (MTF – *Modulation transfer function*)

A MTF é a razão entre a modulação da imagem e a modulação do objecto para todas as frequências. [7]. A MTF é definida como a transformada discreta de Fourier da LSF (Line Spread Function). A LSF pode ser encontrada de diversas maneiras; contudo neste caso, considera-se que se encontra a LSF através do PSF (*Point Spread Function*).

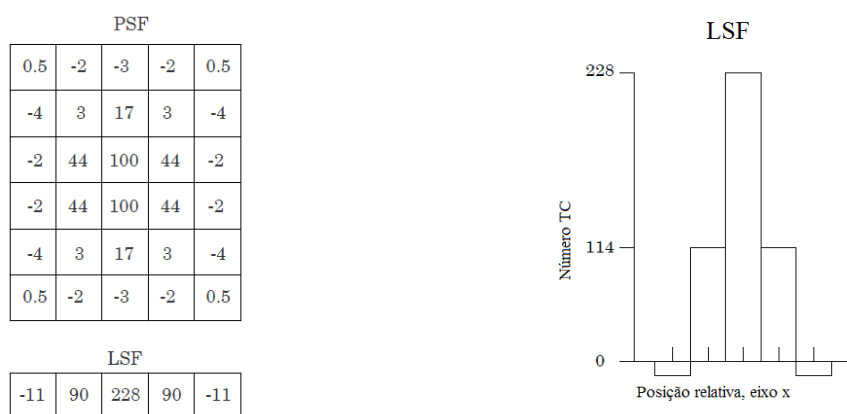


Figura 2.28: Matriz da PSF e soma para LSF. [8]

Gráfico 2.1: Histograma da LSF. [8]

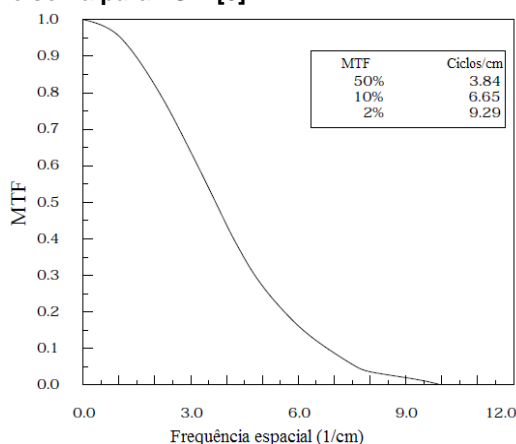


Gráfico 2.2: Curva da MTF, aproximação com linha de tendência. [8]

Neste caso, para calcular-se a LSF, somam-se as colunas da matriz da PSF (tal como demonstra a Figura 2.28), e desta forma se obtém a LSF que possível verificar o histograma no Gráfico 2.1. Fazendo a transformada de Fourier da LSF obtém-se a MTF em função da frequência espacial, tal como é visível no Gráfico 2.2. É normal traçar uma linha de tendência de um polinómio de ordem seis para remover quaisquer tendências.

2.4.1.8 CNR (Contrast to Noise Ratio)

O CNR é a razão do contraste do ruído e é usado para medir e determinar a qualidade da imagem. É definido por:

$$CNR = \frac{|S_A - S_B|}{\sigma_0}$$

em que, S_A e S_B são as intensidades do sinal produzido pelas estruturas A e B na região de interesse e o σ_0 é o desvio padrão do ruído da imagem. [9]

2.4.2 Legislação portuguesa

A lei portuguesa procura estabelecer a existência de normas, critérios e protocolos nos equipamentos TC e na sua utilização em diversos aspectos e coloca alguns requisitos que são descritos no Anexo IV do Decreto-Lei n.º 180/2002, garantindo assim o controlo de qualidade.

Na lei, estão dispostos diversos elementos, desde as espessuras de corte, incremento do plano de corte, o ângulo de exposição e também a uniformidade das espessuras de corte. A lei tem presente também diversos aspectos em relação à imagem, como o ruído, valores dos números de TC e a uniformidade destes números TC. A legislação inclui ainda valores para a resolução espacial, bem como a resolução de baixo contraste, aspectos que devem, portanto, obedecer a diversos parâmetros legislativos.

A dose é referida no decreto-lei, pois é necessário cumprir determinado índice de dose de tomografia computadorizada (CTDI) e a espessura dos cortes irradiados. [10]

2.5 Fantoma Catphan® 500

O fantoma Catphan® 500 foi desenvolvido para avaliar as tomografias computadorizadas. [8] Com este fantoma é possível realizar os seguintes testes: alinhamento; números TC; espessura de corte; resolução espacial; baixo contraste; uniformidade.

O fantoma Catphan® também possui marcas para facilitar o seu alinhamento com o scanner com o auxílio dos lasers. O fantoma Catphan® é constituído por 5 módulos e todos os módulos de teste são organizados em intervalos pré-determinados. A partir do primeiro módulo torna-se rápido verificar todos os pontos em um único teste de sequência, logo é desnecessário reposicionar o fantoma para cada um dos módulos. A montagem do fantoma permite que seja posicionada no dispositivo de imagiologia, de modo que sejam eliminados os artefactos da cama onde fica o paciente e, neste caso, posicionado o suporte para o fantoma. Por isso, o fantoma Catphan® permite efectuar scans de uma forma rápida e a localização é universal, o que torna ideal para garantir a qualidade dos programas em qualquer scanner.

A posição inicial do fantoma no aparelho TC (Figura 2.29) deve ser na *gantry* (entrada dos anéis de detectores), isto é, colocado no fim da mesa, com a caixa do fantoma aberta e as dobradiças mais distante da *gantry*. O fantoma deve ser colocado sem as almofadas ou acolchoamento da mesa para facilitar a sua correcta posição.

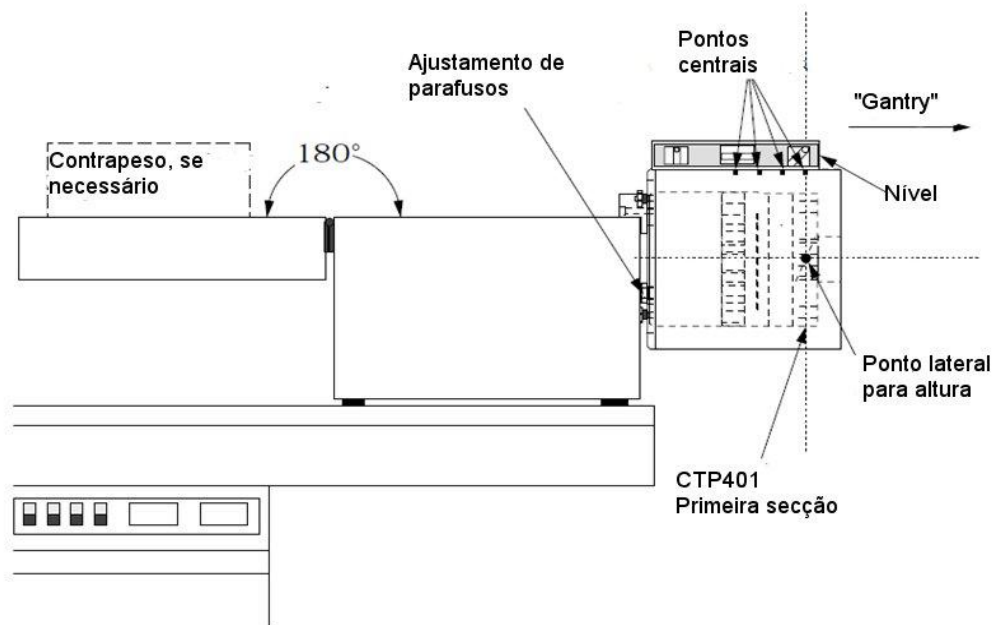


Figura 2.29: Posição inicial da caixa e fantoma com as respectivas características para os ajustamentos. [8]

A caixa do fantoma deve ser aberta para trás 180°, de forma a equilibrar e, se necessário, colocar um contrapeso. O fantoma deverá ser ajustado e alinhado pelos pontos existentes neste. Esse ajustamento é feito com o laser, que deverá apontar para os pontos brancos.

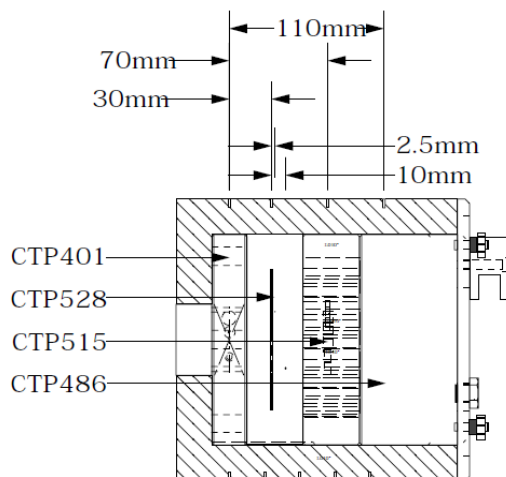


Figura 2.30: Esquema do Catphan® 500. [8]

O Catphan® 500 tem todos os módulos localizados com a máxima precisão, como é possível verificar na Figura 2.30. As suas localizações são as que são expostas adiante:

Tabela 2.1: Distâncias de cada módulo do fantoma [8]

Módulo	Distância em relação ao centro do módulo 1
CTP401	
CTP528, 21 pares de linhas	30 mm
CTP528, fonte pontual	40 mm
CTP515, baixo contraste com supra-corte e subcorte de contraste	70 mm
CTP486, secção da uniformidade da imagem sólida	110 mm

2.5.1 Módulo CTP401

As Figura 2.31 e Figura 2.32 apresentam o esquema e exemplo de imagem do módulo CTP401.

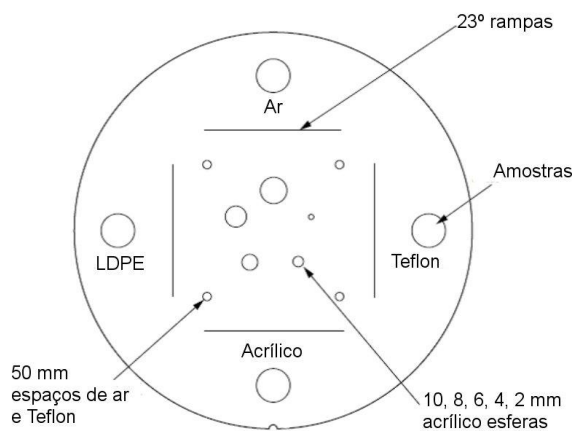


Figura 2.31: Módulo CTP401. [8]

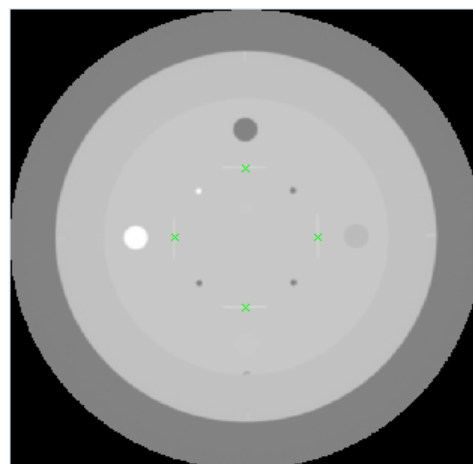


Figura 2.32: Módulo CTP401.

2.5.1.1 Alinhamento do fantoma

O alinhamento do laser da TC pode ser verificado através do módulo CTP401 [8]. Este módulo contém 4 rampas de fios metálicos num ângulo de 23° da base até ao topo do módulo.

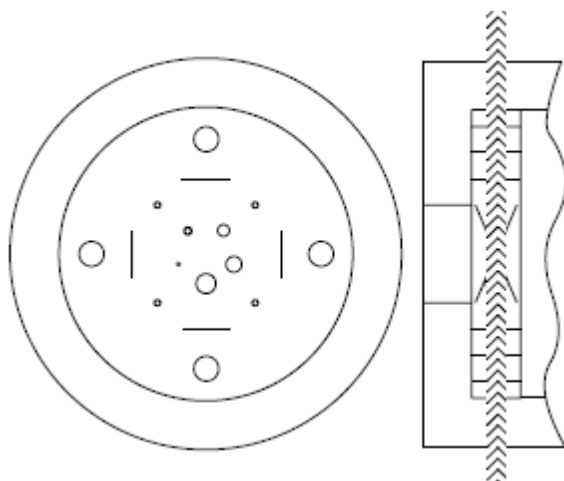


Figura 2.33: Alinhamento correcto. [8]

Nesta imagem a simetria x, y das 4 rampas indicam que o fantoma está correctamente alinhado.

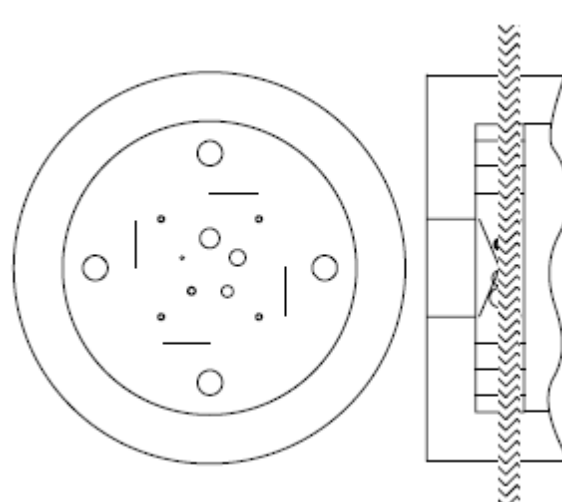


Figura 2.34: Inclinação das rampas no sentido horário. [8]

Quando as rampas estão rodadas no sentido horário do centro, indica que o fantoma está longe da gantry.

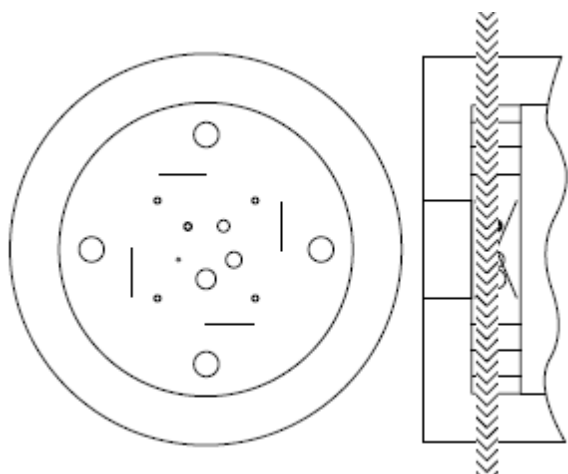


Figura 2.35: Inclinação das rampas no sentido anti-horário. [8]

Quando as rampas estão no sentido anti-horário do centro, isso significa que o fantoma necessita de ser movido em direcção à *gantry*.

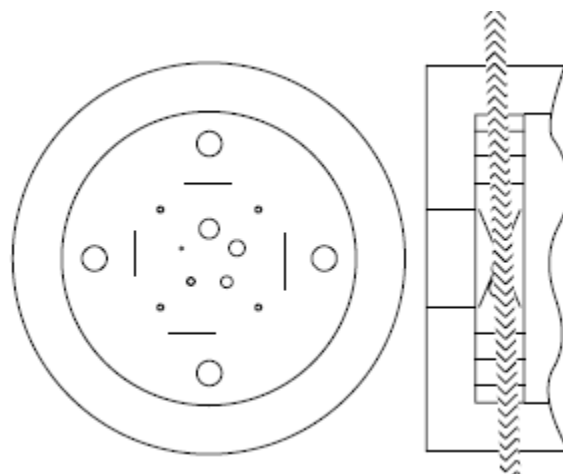


Figura 2.36: Rampas não simétricas. [8]

Mau alinhamento com o eixo z, tal acontece quando as rampas não estão simétricas em comprimentos e rotação.

Caso alguma situação de desalinhamento aconteça, o fantoma deve ser reposicionado para se obter o alinhamento desejado e feito um novo TC, e assim seguidamente pode proceder-se aos testes. Em algumas situações, pode acontecer os lasers de alinhamento do aparelho TC encontrarem-se desalinhados, e assim têm-se a possibilidade de verificar qual o valor do desalinhamento dos respectivos lasers.

2.5.1.2 Espessura de corte

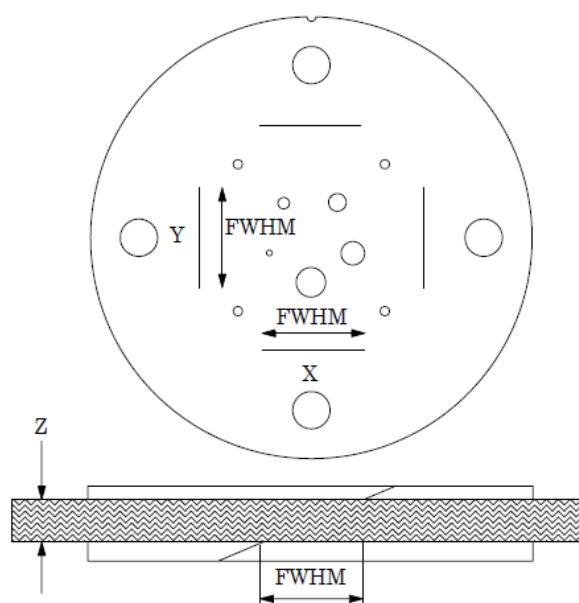


Figura 2.37: Geometria de corte e FWHM. [8]

A medição da espessura de corte de imagem é realizada através de um fio metálico colocado a 23° relativamente ao eixo perpendicular à imagem, tal como é possível verificar na Figura 2.37. Assim, para avaliar o tamanho do corte (Z mm), mede-se a largura de qualquer uma das 4 rampas e multiplica-se pela tangente de 23°, de acordo com as regras trigonométricas.

$$(Z \text{ mm}) = FWHM \times \tan(23^\circ)$$

Como a largura das rampas depende dos parâmetros de contraste e brilho determina-se a largura a meia altura ($FWHM$ – *Full Width at Half Maximum*), que neste caso corresponde à média entre o valor do número TC de fundo e o máximo de brilho da rampa.

2.5.1.3 Linearidade dos números TC

Para a verificação da linearidade dos números TC existem quatro amostras de materiais diferentes, em forma de circunferência, como é possível verificar na Figura 2.31, que estão próximas dos fios. Três são feitas de plásticos comerciais como: Teflon, acrílico e LDPE (*low density polyethylene* – polietileno de baixa densidade), enquanto a outra amostra é ar. Estes materiais têm um número TC que está entre os +1000 UH até -1000 UH, conforme se pode ver na Tabela 2.2.

Tabela 2.2: Especificidades de cada material. [8]

Material	Formula	Peso específico	Densidade electrónica (10^{23} e/g)	Número TC [UH] (aproximado)
Ar	.78N, .21O, .01Ar	0,00	3,007	-1000
LDPE	[C ₂ H ₄]	0,92	3,429	-100
Água	[H ₂ O]	1,00	3,343	0
Acrílico	[C ₅ H ₈ O ₂]	1,18	3,248	120
Teflon	[CF ₂]	2,16	2,889	990

Como as tensões utilizadas não são sempre as mesmas, os valores do número TC sofrem determinadas atenuações (com os coeficientes de atenuação da Tabela 2.3), onde é necessário calcular o seu valor através:

$$TC_{(x,y)} = 1000 \times \frac{\mu_{(x,y)} - \mu_w}{\mu_w}.$$

É importante verificar se os números TC cumprem os critérios (± 20 UH ou $\pm 5\%$ do valor teórico [10]), sem nunca esquecer que o critério terá que ter em conta os coeficientes de atenuação.

Tabela 2.3: Coeficiente linear de atenuação μ [cm^{-1}]. [8]

keV	Teflon	Acrílico	Água	LDPE	Ar
40	0,556	0,277	0,240	0,209	0
50	0,447	0,244	0,208	0,191	0
60	0,395	0,227	0,192	0,181	0
62	0,386	0,224	0,190	0,179	0
64	0,380	0,221	0,188	0,178	0
66	0,374	0,219	0,186	0,177	0
68	0,370	0,217	0,184	0,175	0
70	0,363	0,215	0,182	0,174	0
72	0,359	0,214	0,181	0,172	0
74	0,355	0,211	0,179	0,171	0
76	0,351	0,210	0,178	0,170	0
78	0,346	0,208	0,177	0,168	0
80	0,342	0,207	0,175	0,167	0
90	0,328	0,199	0,170	0,163	0
100	0,315	0,194	0,165	0,158	0

2.5.1.4 Simetria circular do sistema

A secção circular do fantoma, como se pode verificar na Figura 2.38 é usada para testar a simetria circular do sistema na imagem TC, no qual se inclui a calibração do monitor do sistema TC. Se a imagem produzida é elíptica, o balanço x-y da imagem deverá ser ajustado.

2.5.1.5 Verificação do tamanho do pixel e a linearidade

Através das ferramentas de medição do sistema da TC verifica-se as distâncias de 50 mm entre os vários orifícios, conforme apresenta a Figura 2.38.

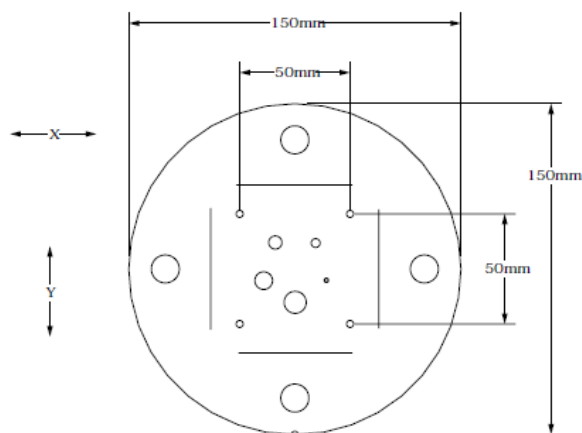


Figura 2.38: Medição da linearidade espacial. [8]

2.5.1.6 Esferas Acrílicas

As esferas de acrílico de 10, 8, 6, 4, 2 mm são utilizadas para avaliar a capacidade da TC para detecção destas esferas de pequenas dimensões.

2.5.2 Módulo CTP528

O módulo CTP528 tem 21 conjuntos de par de linhas, sendo um medidor de resolução espacial e também tem duas fontes de impulso (“gotas”), como pode ser observado na Figura 2.39 e na Figura 2.40, que são expressos num material uniforme. As “gotas” são colocadas ao longo do eixo Y, 20 mm acima ou abaixo do centro do fantoma. [8]

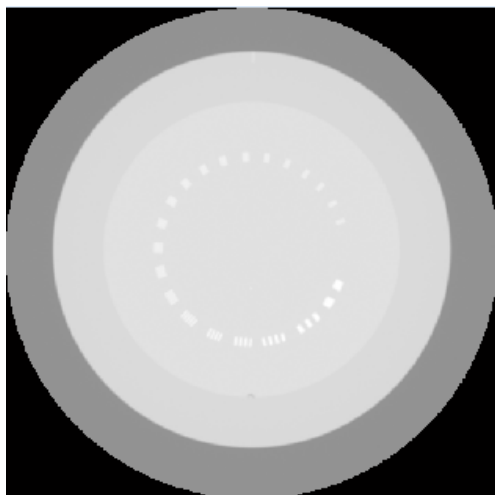


Figura 2.39: Módulo CTP528.

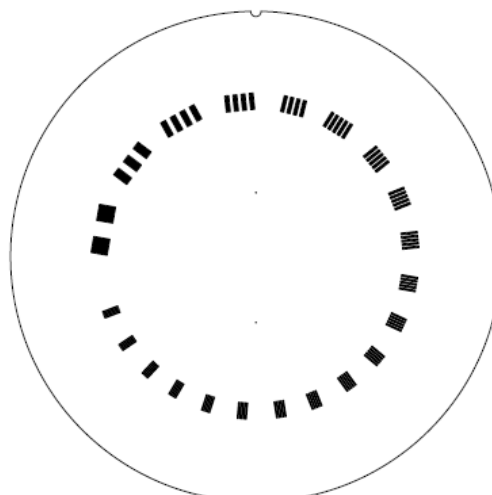


Figura 2.40: Módulo CTP528 – Módulo alta resolução com 21 pares linhas/cm e fonte pontual. [8]

2.5.2.1 Cálculo da MTF

A fonte pontual do fantoma pode ser utilizada para calcular a função de dispersão (PSF) e a MTF (Função de Modulação de Transferência).

A média de diferentes matrizes da resposta ao impulso é calculada para obter a PSF. A LSF (função de propagação da linha – *Line Spread Function*) e MTF são calculadas de acordo com o descrito 2.4.1.7.

2.5.2.2 21 par de linhas por centímetro resolução espacial

Os 21 conjuntos de par de linhas/cm são o medidor visual do teste de resolução, avaliando a resolução espacial desde o 1.º até ao 21.º par de linhas/cm. A exactidão da medição é de $\pm 0,5$ pares linhas sendo que vai diminuindo o espaço entre cada par de linhas.

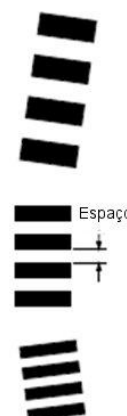
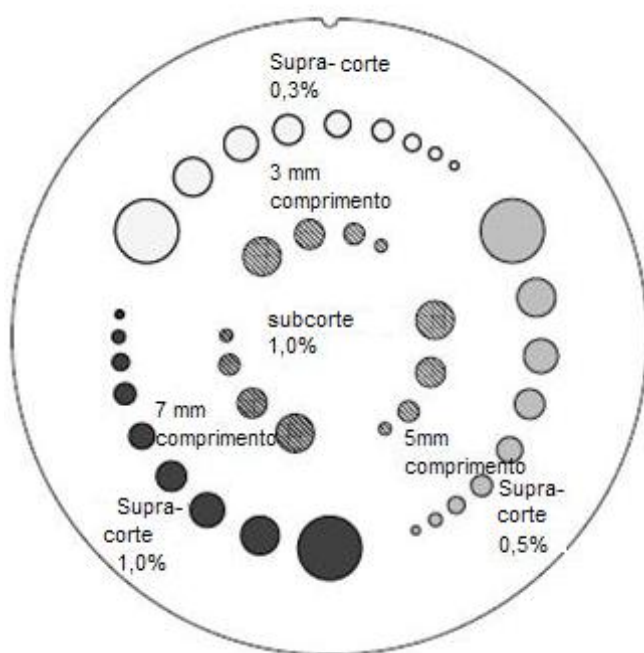


Figura 2.41: 21 pares linhas por centímetro - espaço entre linhas. [8]

2.5.3 Módulo CTP515

A Figura 2.42 e Figura 2.43 apresentam o módulo CTP515. [8]



Alvo	supra-corte	Alvo	subcorte
diâmetros:		diâmetros:	
2,0 mm		3,0 mm	
3,0 mm		5,0 mm	
4,0 mm		7,0 mm	
5,0 mm		9,0 mm	
6,0 mm			
7,0 mm			
8,0 mm			
9,0 mm			
15,0 mm			
Alvo níveis nominais de contraste:			
0,3%			
0,5%			
1,0%			

Figura 2.42: Esquema do módulo CTP515. [8]

2.5.3.1 Resolução de Contraste

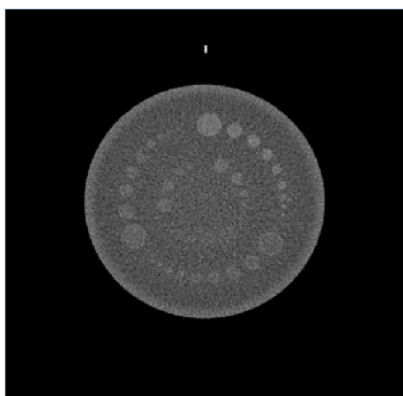


Figura 2.43: Módulo CTP515.

A resolução de contraste é determinada com objectos de espessura superior à espessura de corte (supra-corte) e inferior à mesma (subcorte). O contraste real do alvo precisa de ser determinado antes de ser testado o contraste específico.

$$\text{Contraste} = \frac{TC_{\text{detalhe}} - TC_{\text{fundo}}}{TC_{\text{fundo}} - TC_{\text{ar}}} \times 100$$

Os níveis do contraste real são medidos pela selecção da região de interesse, medições efectuadas a um alvo maior e no “fundo” da área em questão. Para determinar o nível do contraste real faz-se uma média das medições efectuadas aos vários varrimentos da TC. Mede-se a área de fundo adjacente e também mede-se o alvo, porque existem diversos efeitos que causam uma variação nos números TC dos varrimentos de uma região para a outra. É importante referir que, para as regiões de baixo contraste, as medidas são “ruidosas” e é aconselhado fazer vários varrimentos e assim calcular a média das medições efectuadas.

Destaca-se que todos os alvos de cada grupo de contraste são de uma única mistura para assegurar que o nível de contraste será o mesmo para todos os alvos.

2.5.4 Módulo CTP486

No último módulo CTP486 (Figura 2.44), o da uniformidade da imagem é constituído por um material uniforme. O material do número TC é projectado para ser 2% (20UH) da densidade da água. Este módulo é usado para medições de uniformidade espacial, valor médio TC e o valor de ruído. [8]

2.5.4.1 Uniformidade

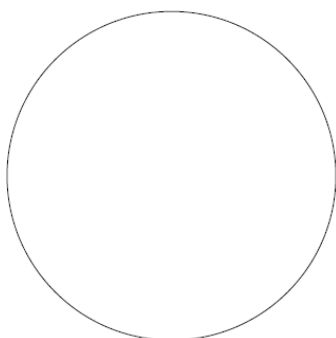


Figura 2.44: Esquema do módulo CTP486. [8]

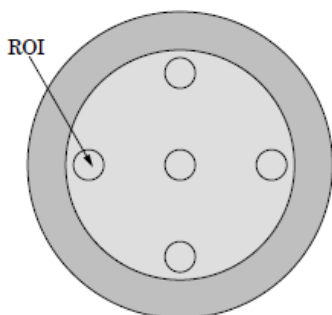


Figura 2.45: Identificação das regiões de interesse do módulo CTP486. [8]

A reprodutibilidade do sistema TC é avaliada através das medições do valor médio e desvios padrão correspondentes a diferentes regiões de interesse (ROI – *Region Of Interest*). Estas medidas são efectuadas em diferentes locais dentro do campo de varrimento, como demonstra a Figura 2.45.

O número médio TC e o desvio padrão do número de pontos são dados pelo ROI do varrimento; este é determinado pelas localizações centrais e periféricas dentro da imagem para cada tipo de protocolo, tal como demonstra a Figura 2.45. Assim, é possível verificar se alguma linha do detector está com falhas, e/ou se está a induzir mais ruído que outro.

A uniformidade integral de ser medida pela determinação dos valores mínimo e máximo da TC, ao longo do perfil, utilizando a seguinte equação:

$$\text{Não uniformidade integral} = \frac{TC_{\max} - TC_{\min}}{TC_{\max} + TC_{\min}}$$

De acordo com Decreto-Lei n.º 180/2002 [10] as tolerâncias são de 1,5% do valor de referência.

3 Metodologia

Utilizou-se o programa Matlab para analisar cada um dos módulos do fantoma Catphan® 500. Para isso, tirou-se partido de algumas funções das bibliotecas do Matlab, nomeadamente da biblioteca da Imagem (*Image Tool*).

Na abertura das imagens, apesar da imagem estar em formato DICOM (teoricamente normalizado) e independentemente do fabricante da TC, é importante remover o valor 1024 ao valor do pixel, devido aos valores de Hounsfield, isto é, normalizar as imagens para os números TC. É importante saber o valor dimensão do pixel, através do cálculo do quociente entre FOV e a dimensão da matriz da imagem. Estas variáveis são obtidas a partir do cabeçalho da imagem médica em DICOM.

Utilizou-se em cada uma das imagens a rotina da Figura 3.1, para o cálculo da dimensão do pixel.

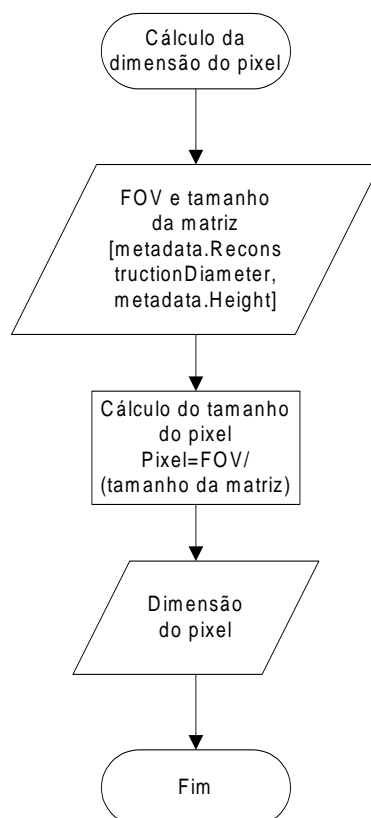


Figura 3.1: Fluxograma do cálculo da dimensão do pixel.

Em anexo encontram-se a respectiva simbologia e significado de cada caixa dos fluxogramas.

3.1 MATLAB na imagem médica

O MATLAB (*MATrix LABoratory*) foi criado nos anos 1970, por Cleve Moler, destinado, primeiramente e unicamente, ao cálculo de matrizes. O MATLAB é um *software* de cálculo matemático, que consegue integrar análise numérica, cálculo com matrizes, processamento de sinais e construção de gráficos, tendo a particularidade de poder funcionar e ser usado com os problemas e soluções expressos somente como são escritos matematicamente, ao contrário da programação tradicional. O MATLAB possui um GUI - *Graphical User Interface* (em português interface gráfica do utilizador), que é intuitivo e prático, permitindo a utilização e a criação de uma melhor interface com o utilizador, como o desenvolvimento de botões, caixas de textos; os ficheiros desta interface serão os M-Files.

Actualmente, as imagens médicas são digitais, sendo a matriz rectangular, ou normalmente quadrada. Para cada imagem radiológica, existem diferentes dimensões de pixel. Por exemplo, uma Radiografia digital possui um formato de pixel: 2.000 x 2.500; e *bits* por pixel de: 10-12; enquanto a Tomografia Computorizada possui um formato de pixel: 512^2 ; e *bits* por pixel de: 12, a que correspondem a 4096 tons de cinzentos. É importante destacar que, quanto maior for a resolução, mais *pixels* vai necessitar para que a resolução da imagem não seja degradada.

Um tamanho de um pixel é determinado dividindo a distância entre dois pontos no objecto da imagem pelos números de *pixels* entre estes dois pontos da mesma. É aproximadamente igual ao campo de visão do aparelho do dispositivo de imagiologia dividido pelo número de *pixels* da imagem.

A utilização dos computadores em imagem médica é importante para o processo digital das imagens, nomeadamente da exibição da informação contida na imagem de uma forma mais útil. O processamento de imagem não pode adicionar informação às imagens. Por exemplo, se um dispositivo de imagiologia não revelar determinados objectos de pequeno tamanho, o processamento da imagem não conseguirá fazer com que o objecto seja visto. Em alguns casos, a informação de interesse já é vista nas imagens, sem ser necessário o processamento de imagem. Contudo, para tornar mais visível, faz-se o processamento da imagem, ao contrário de outros casos em que não é visível sem o processamento da imagem, como é o caso da tomografia computorizada.

Assim, para se fazer uma análise e também o processamento da imagem, é possível recorrer ao *software* MATLAB e, assim obter os resultados do processamento de imagem, já que uma imagem é uma matriz de números.

3.2 Formato DICOM

O formato DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*, ou em português “Comunicação de Imagens em Medicina” página DICOM: <http://medical.nema.org>). O DICOM trata-se de um conjunto de normas para tratamento, armazenamento e transmissão de informação médica, imagens médicas, num formato electrónico e estruturado num protocolo. É nos cabeçalhos que são armazenadas as informações sobre o paciente e sobre o exame. [11]

O formato DICOM foi criado com objectivo de padronizar as imagens de diagnóstico como tomografias, ressonâncias magnéticas, Radiografias, ultrassonografias e outras. Este padrão de imagem permite que exista uma troca de imagens médicas e informações inerentes entre equipamentos de diagnóstico geradores de imagens, computadores e hospitais. Assim, existe uma linguagem comum independentemente do fabricante do aparelho.

3.3 Organigrama

A Figura 3.2 apresenta esquematicamente a organização interna do *software* desenvolvido, tal como os testes possíveis de efectuar em cada um dos módulos.

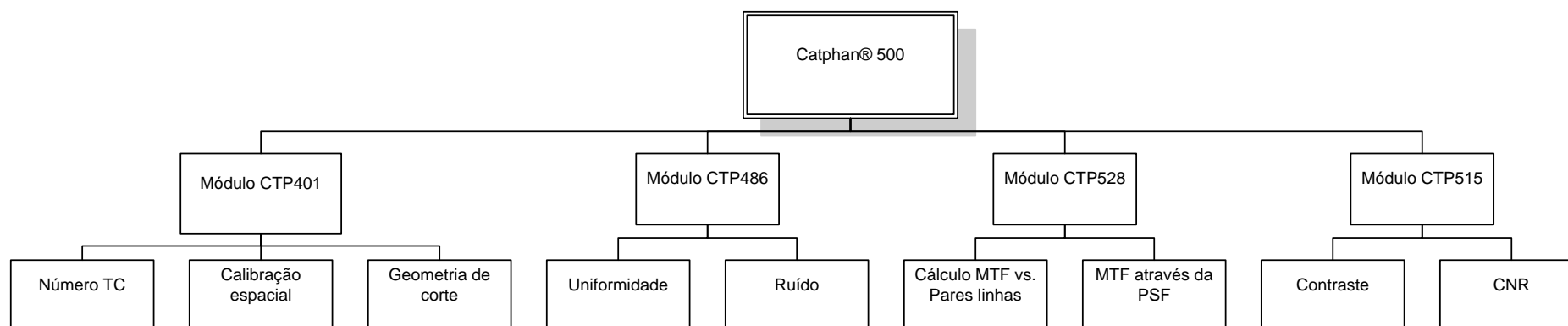


Figura 3.2: Organigrama da análise do Catphan® 500.

A informação detalhada está nos subcapítulos 3.4, 3.5, 3.6 e 3.7.

3.4 Módulo CTP401

Neste módulo (Figura 3.3) é possível fazer 4 testes, contudo realizam-se unicamente 3 dos testes, nomeadamente: números TC, calibração espacial e espessura de corte. Esta aquisição de imagem deverá ter o Teflon à esquerda e o ar na parte superior desta imagem.

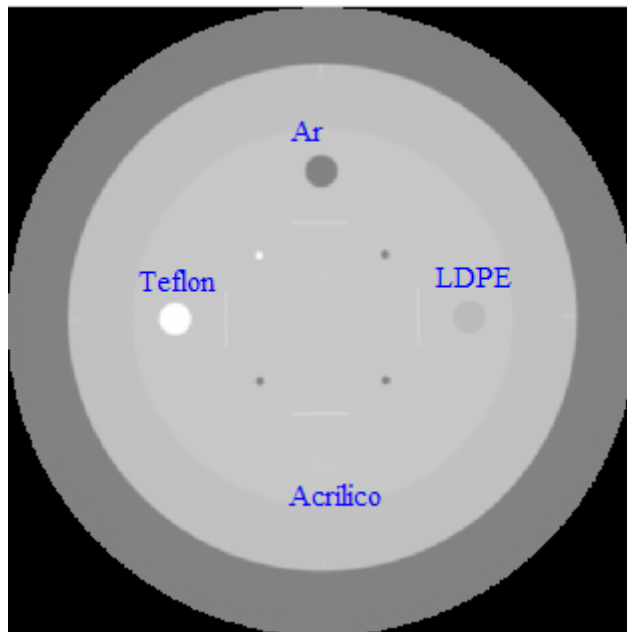


Figura 3.3: Posição da imagem para a realização do teste no *software*.

3.4.1 Linearidade do número de TC

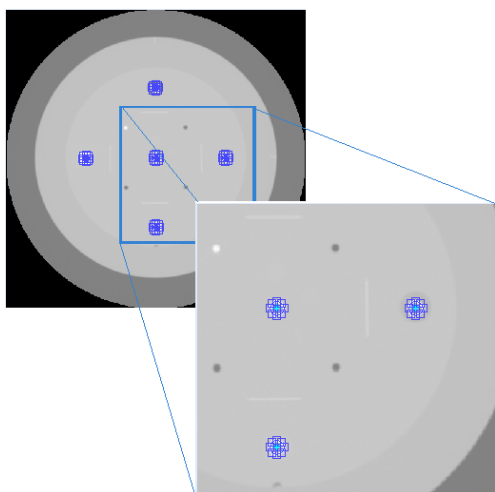


Figura 3.4: Posições marcadas e respectivos ROI's.

Na Figura 3.5 é possível analisar os passos seguidos para a análise da linearidade do número de TC.

Para esta análise é necessário converter a imagem DICOM para binária para que algumas estruturas circulares fiquem visíveis e seja possível proceder à marcação. Também se utiliza a função para que as pequenas estruturas não sejam marcadas. Com a função *bwboundaries* (função que destaca os contornos de alguns detalhes das imagens) existente no Matlab destacam-se os detalhes e rebordos destas

estruturas.

Marca-se o centro da figura e duas estruturas, o Teflon e o ar. Assim, com a detecção da amostra de Teflon e de ar, as outras duas estruturas de LDPE e Acrílico encontram-se em posições simétricas relativamente ao centro do fantoma, tal como demonstra a Figura 3.4.

Com essas coordenadas, volta-se à imagem original e fica-se em condições de fazer um ROI sobre essas estruturas calculando-se então, a média dos valores de *pixels* e o respectivo desvio padrão. É importante evidenciar que esses valores de *pixels* serão os números de TC, pois já houve a respectiva normalização para os números TC.

É também de destaque a necessidade de utilizar um factor de correcção dos números TC em função da energia do feixe, que se pode verificar na rotina na esquematizada na Figura 3.6. A energia média do feixe é calculada pela razão entre os números TC do acrílico e do LDPE, para que depois se faça a respectiva correspondência com a energia em keV dos coeficientes de atenuação (Tabela 2.3). A partir destes obtêm-se os valores de referência dos números TC para os diversos materiais. Consequentemente, ao saber-se que essa energia corresponde a um determinado valor e através de uma interpolação com uma função cúbica, obtêm-se os valores referência, e pode verificar-se se cumprem ou não o critério.

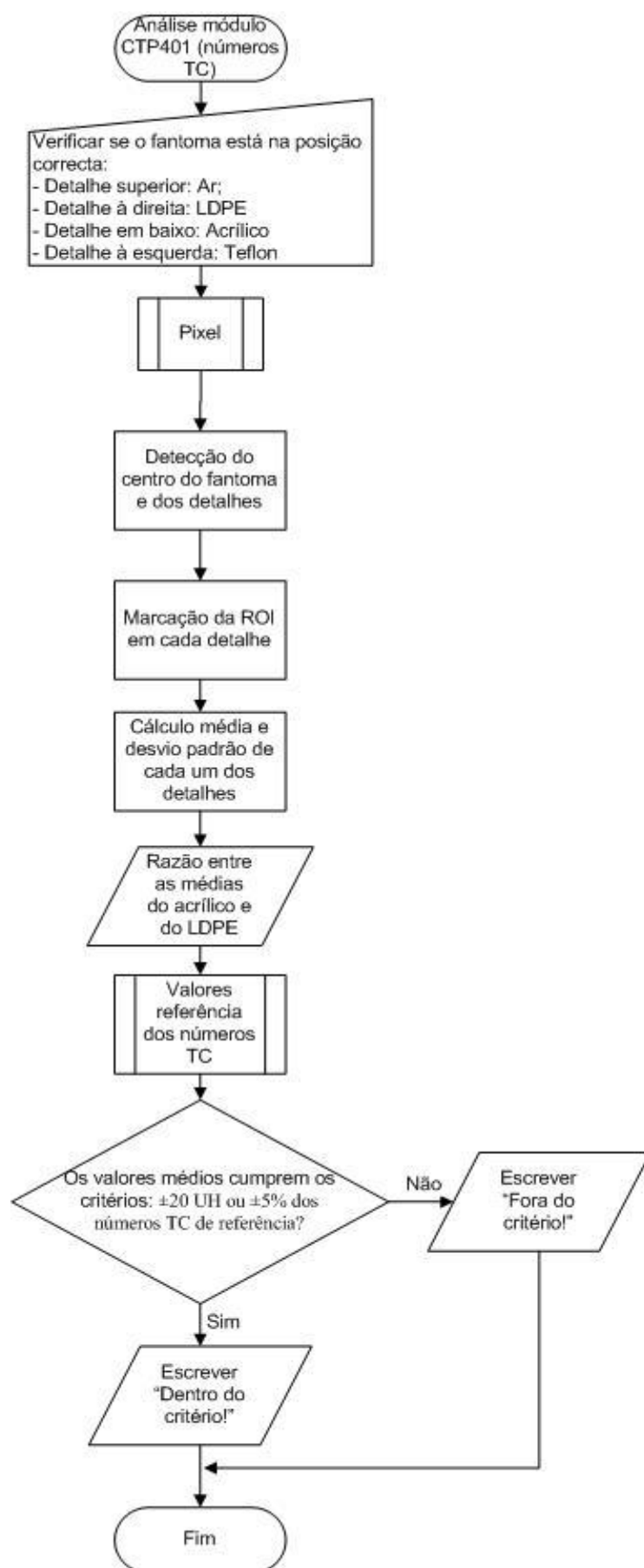


Figura 3.5: Fluxograma da análise dos números TC.

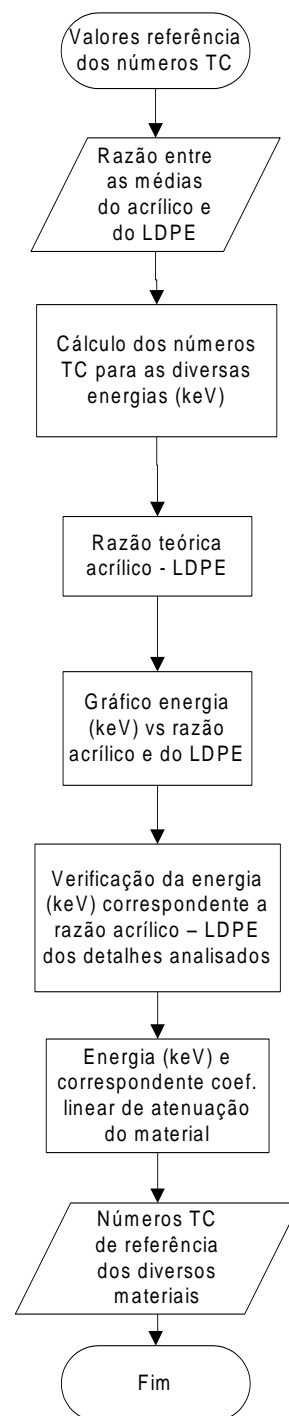


Figura 3.6: Fluxograma dos coeficientes de atenuação.

3.4.2 Espessura de corte

Na Figura 3.7 descreve-se o procedimento utilizado para a análise da espessura de corte.

Assim, da mesma maneira que se determinou o centro da imagem na linearidade com a conversão da imagem para binária, detectam-se as rampas através do traçado de linhas entre o centro e essas amostras de ar, Teflon, LDPE e Acrílico.

Como os números TC dessas rampas é mais elevado que o fundo da imagem, é possível detectá-las. É importante ter em atenção que esse traço será um conjunto de perfis, pois a rampa pode não estar centrada; também para detectar as rampas não se começa no centro das estruturas identificadas, mas sim 10 mm à frente para que os valores das amostras não sejam mais elevados que os da rampa, como se pode observar com a Figura 3.8.

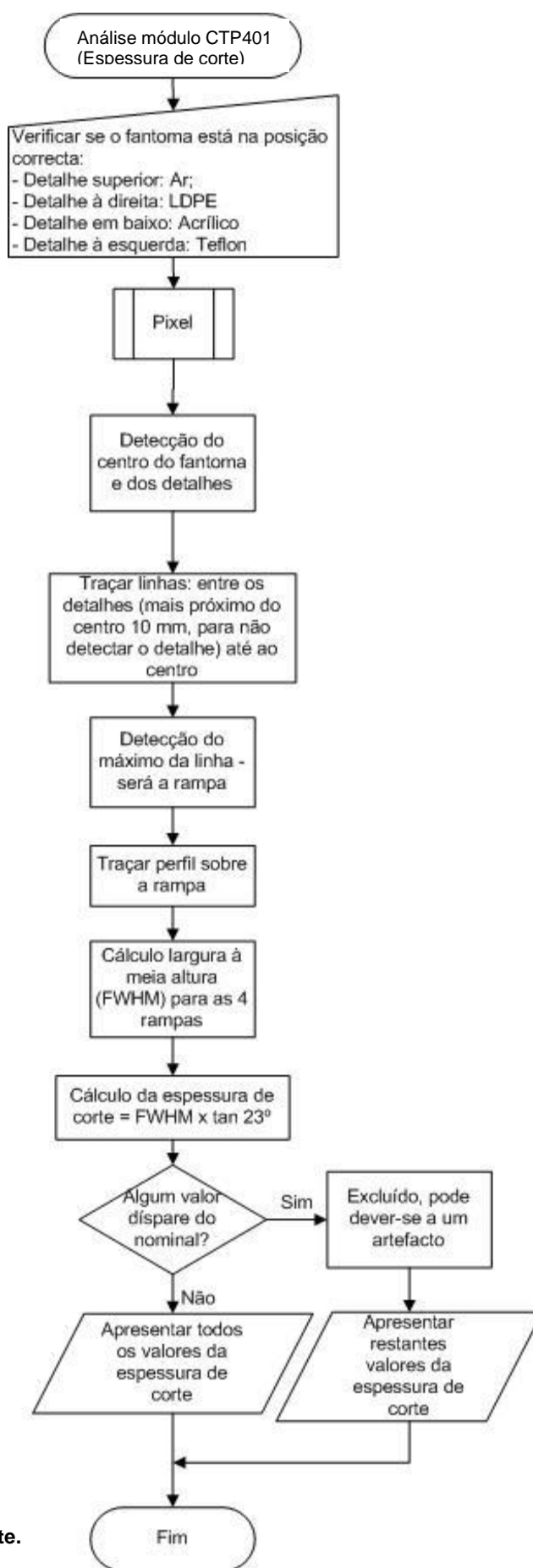


Figura 3.7: Fluxograma da análise da geometria de corte.

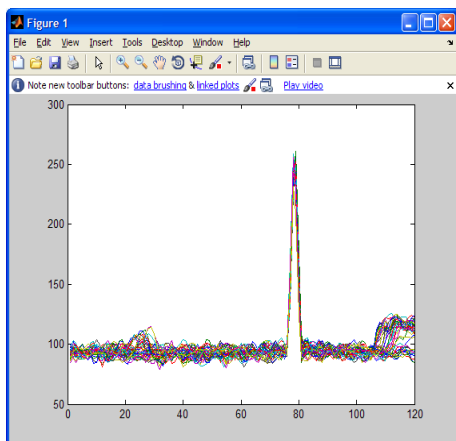


Figura 3.8: Traçado dos perfis desde o ponto central até ao centro da rampa.

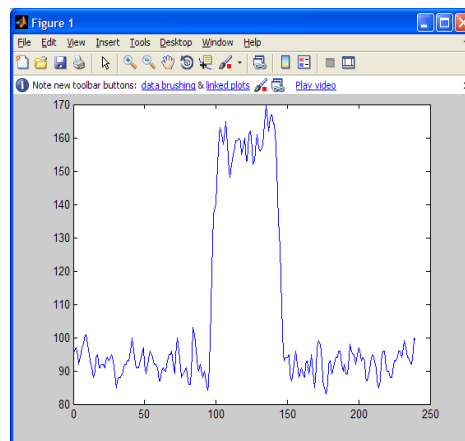


Figura 3.9: Perfil traçado ao longo da rampa.

Com a posição da rampa identificada (Figura 3.11), é traçado um perfil ao longo da mesma (Figura 3.9), sendo calculada a largura a meia altura (FWHM); em seguida é possível saber o comprimento da rampa, através da FWHM (Figura 3.10) e assim verificar a espessura de corte de cada uma destas rampas ($FWHM * \tan(23^\circ)$). Na análise final da espessura de corte é feita uma comparação entre o valor dado pela TC e o obtido; A tolerância para este teste, referida no DL 180/2002, é de $\pm 20\%$ do valor de referência (valor nominal).

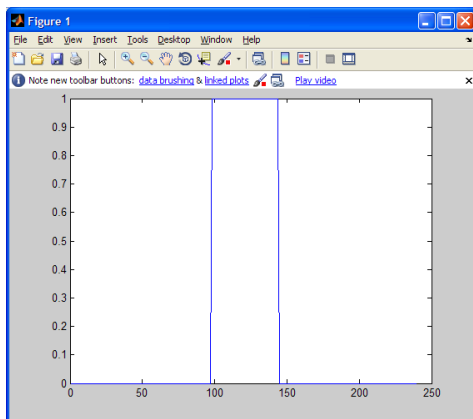


Figura 3.10: Perfil traçado ao longo da rampa na forma binária.

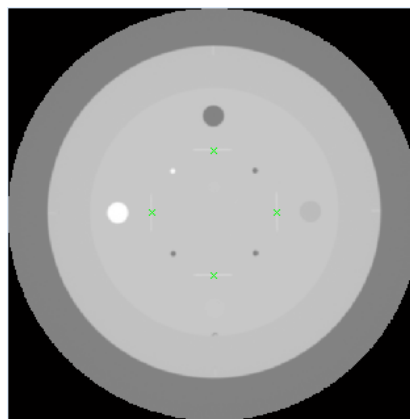


Figura 3.11: Detecção das respectivas rampas.

3.4.3 Calibração espacial

Na Figura 3.12 mostram-se os passos seguidos para análise da calibração espacial.

Na detecção dos espaços de 50 mm de ar e Teflon segue-se o mesmo procedimento dos anteriores métodos, nomeadamente o da linearidade do número de TC e espessura de corte, mas com a particularidade de se proceder a uma subtração de imagens, isto é, subtrai-se a imagem com estruturas de grandes dimensões com outra imagem de estruturas de pequenas dimensões, para que essas estruturas não interfiram nas estruturas que se pretendem analisar. Os espaços de ar e Teflon são marcados (tal como demonstra a Figura 3.13) e verifica-se a distância dos pontos, e compara-se as distâncias verticais e horizontais. Essas distâncias deverão estar próximo dos 50 mm.

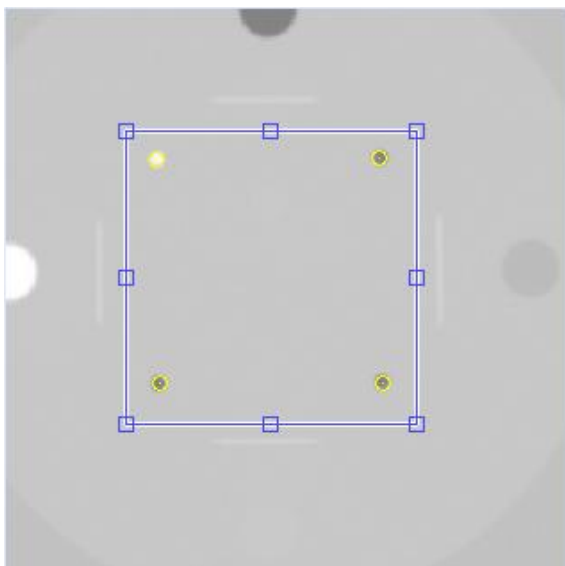


Figura 3.13: Detecção dos detalhes.

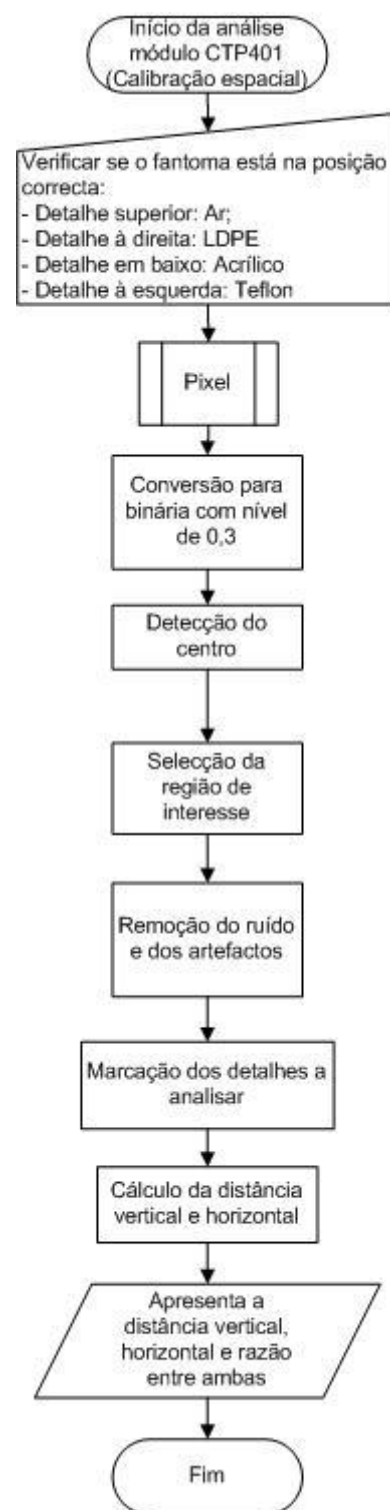


Figura 3.12: Fluxograma da análise da calibração espacial.

3.5 Módulo CTP528

Na Figura 3.14 consta o fluxograma da análise do módulo CTP528 para a resolução.

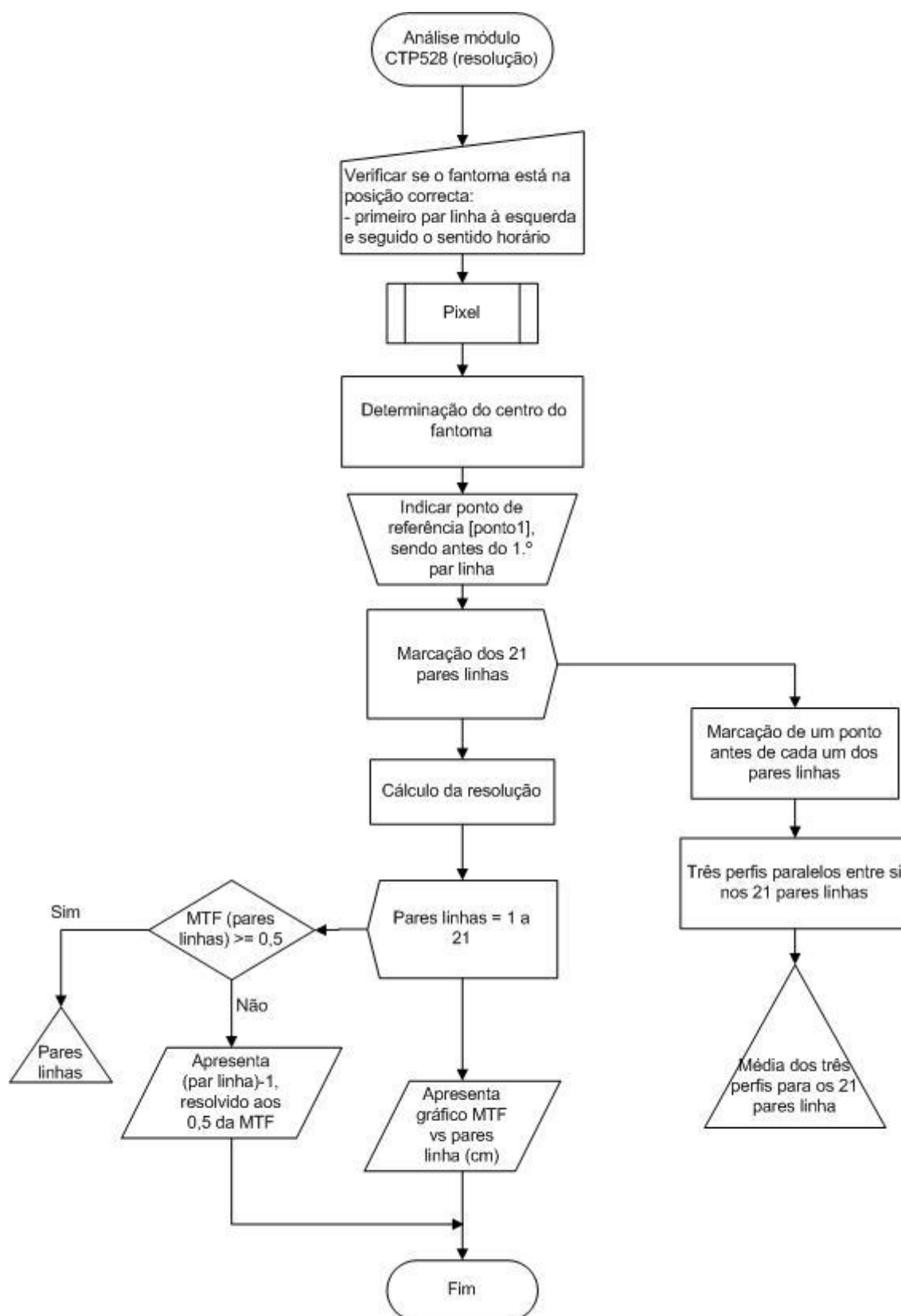


Figura 3.14: Fluxograma da análise do módulo CTP528 para resolução.

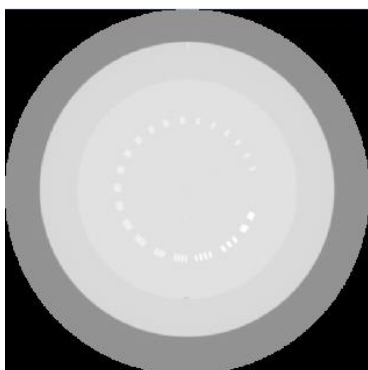


Figura 3.15: Posicionamento do módulo CTP 528 para a sua análise.

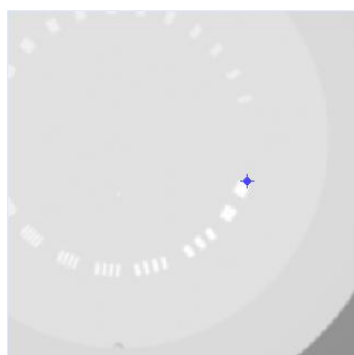


Figura 3.16: Local da indicação do ponto de referência dada pelo utilizador.

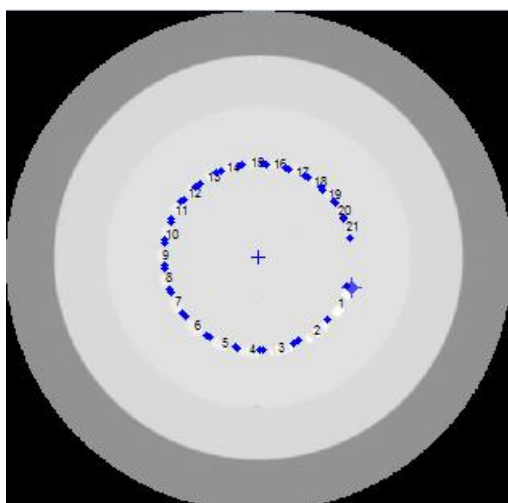


Figura 3.17: Par de linhas seleccionados para traçar os respectivos perfis.

Através do fluxograma, na Figura 3.14, nota-se que é importante que o fantoma, neste módulo, esteja com o maior par de linhas (o primeiro par de linhas) à direita e os restantes sigam a orientação horária, como demonstra a Figura 3.16.

No módulo CTP528 optou-se por utilizar outro método na detecção do centro, por diversos factores, nomeadamente os pares de linhas mais pequenos adulterarem o centro. Procede-se a uma maximização para que os valores de *pixels* superiores a -800 fiquem brancos (com o valor 1) e os abaixo fiquem pretos (com o valor 0), já que os valores na imagem que corresponde a fora do fantoma tem os valores de -1000 (Ar). Com a imagem a preto e branco, isto é, em zeros e uns, soma-se todas as colunas e verifica-se qual a maior coluna, pois essa será aquela que apresenta mais 1, correspondendo ao centro; contudo é necessário ter em conta que um círculo não apresenta só uma linha com esse valor máximo, e tem-se unicamente o primeiro máximo; assim faz-se a “imagem espelho” da imagem e verifica-se qual a coluna com a soma maior, obtendo-se o valor central pela média dos dois resultados. Segue-se o mesmo procedimento com as linhas, pois transforma-se as linhas em colunas através da transposição da matriz.

Ao obtermos o ponto central, é necessário mais uma referência e essa é indicada pelo utilizador do *software*, que marca o primeiro par de linhas como indicado na Figura 3.15.

Assim, ao saber o ponto central e este ponto de referência, é traçado uma linha entre estes dois pontos fazendo com que seja a referência do fantoma para detectar os 21 pares linhas. Consequentemente, tendo como referência essa linha definida, marca-se através de coordenadas polares 2 pontos na fronteira de cada par de linhas. Contudo, para que exista alguma estatística e não se apanhe nenhuma região menos resolvida ou demasiado resolvida, marca-se um ponto central que servirá para marcar outros 4 pontos fronteiros aos pares

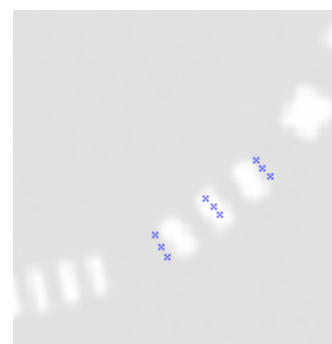


Figura 3.18: A marcação dos vectores (imagem aproximada).

linhas. Essa marcação de pontos é feita da seguinte forma: aumentou-se/diminuiu-se a distância entre o centro e os primeiros pontos e através da transposição de um vector para os 2 primeiros pontos, e depois marca-se os outros 4 pontos, descrito na Figura 3.18. Assim, temos três perfis traçados e é possível fazer a média entre estes três. Contudo, marcará na imagem unicamente dois pontos entre cada perfil, tal como demonstra a Figura 3.17.

Existe assim a possibilidade de calcular a MTF vs. pares linhas por comprimento (cm). Calcula-se a resolução (MTF) pela diferença entre o valor máximo do *pixels* e o mínimo do valor dos *pixel* dos espaços das linhas, tudo a dividir pela diferença entre o máximo absoluto e o mínimo absoluto (fundo):

$$resolução = \frac{\max_{\text{perfil imagem}} - \min_{\text{espaço das linhas perfil}}}{\max_{\text{perfil imagem}} - \min_{\text{perfil imagem}}}$$

Para encontrar o máximo e mínimo absolutos, utiliza-se funções predefinidas do Matlab; para o mínimo do espaço das linhas perfil, tal como é definido, é feito um ciclo para que se saiba onde é que existe o salto do valor de fundo para o da primeira linha e, consequentemente detecta-se as posições na matriz desses valores; selecciona-se esse módulo do perfil e é assim possível utilizar, novamente, a função do Matlab para detectar o mínimo.

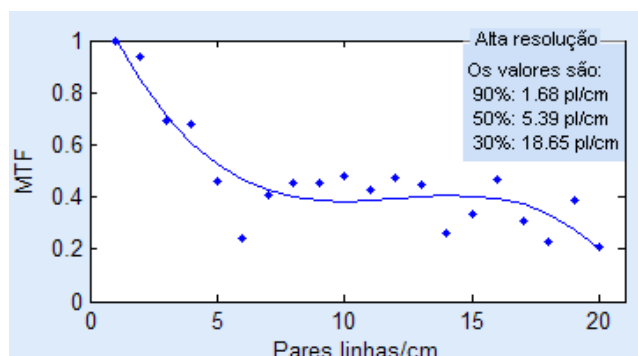


Figura 3.19: MTF calculada através dos perfis.

Finalmente, colocam-se todos os pontos da resolução num gráfico traçando uma linha de tendência polinomial cúbica, verificando-se assim, qual o par de linhas em que a imagem se encontra resolvida, sendo considerada aos 50% da MTF, tal como é visível na Figura 3.19.



Figura 3.20: Fluxograma para análise do módulo CTP528 na análise MTF.

No cálculo da MTF através do PSF, segue-se outro procedimento, descrito na Figura 3.20, sendo unicamente necessário marcar o ponto que se encontra na imagem para o seu cálculo, como é possível observar na Figura 3.21.

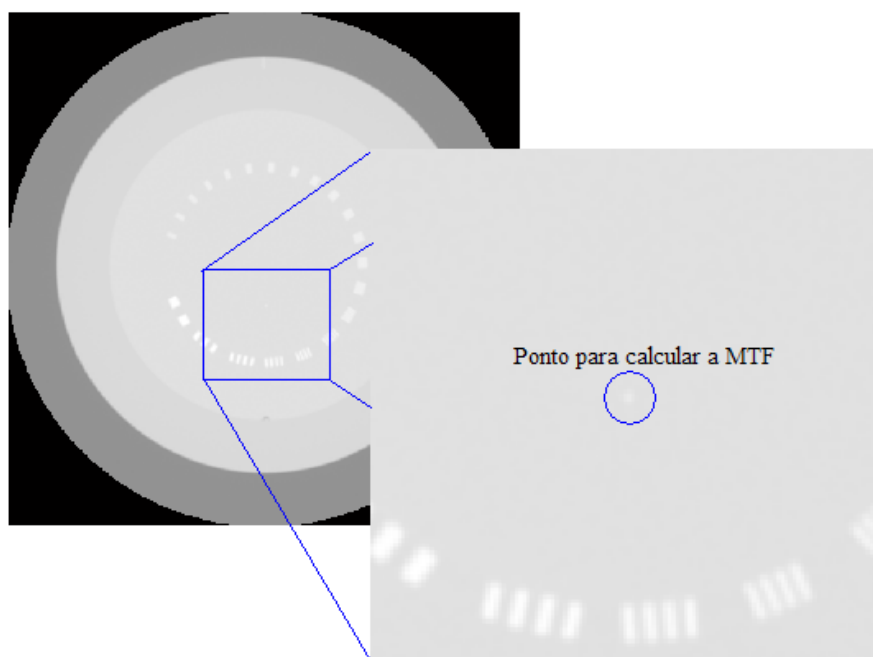


Figura 3.21: Ponto para o cálculo da MTF.

Com o ponto branco detectado, é criada uma matriz de 30 por 30 em redor desse ponto, que é o PSF, e assim somam-se, isto é, faz-se a derivada das colunas da matriz, fazendo a LSF. Seguidamente, faz-se uma interpolação cúbica, razão para que a curva da MTF fique mais suave, transformando-se posteriormente essa interpolação, que era uma função contínua, numa série de 1024 pontos discretos. Assim, faz-se a transformada de Fourier obtendo a MTF e reportando os valores de 50%, 10% e 2%, no qual apresenta um gráfico como demonstra a Figura 3.22. [12]

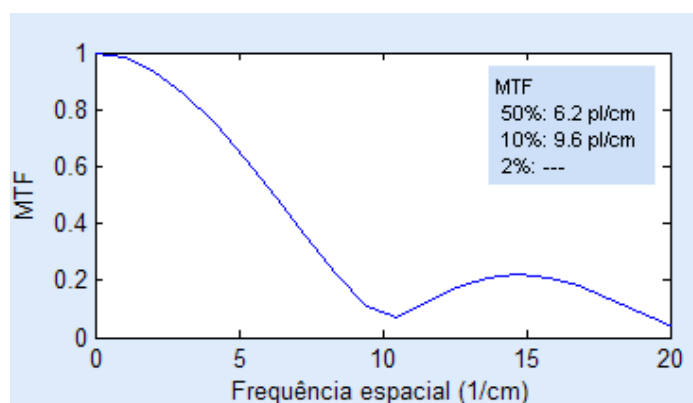


Figura 3.22: MTF calculada através da PSF.

3.6 Módulo CTP515

O fluxograma da Figura 3.14 mostra que a orientação da imagem deverá ter o detalhe de maior diâmetro e contraste de (5 mm e 1,0% de contraste) na parte superior da imagem e depois seguir o sentido horário, como mostra a Figura 3.24. Na Figura 3.23 apresenta-se o fluxograma da análise do módulo CTP515 para o baixo contraste.

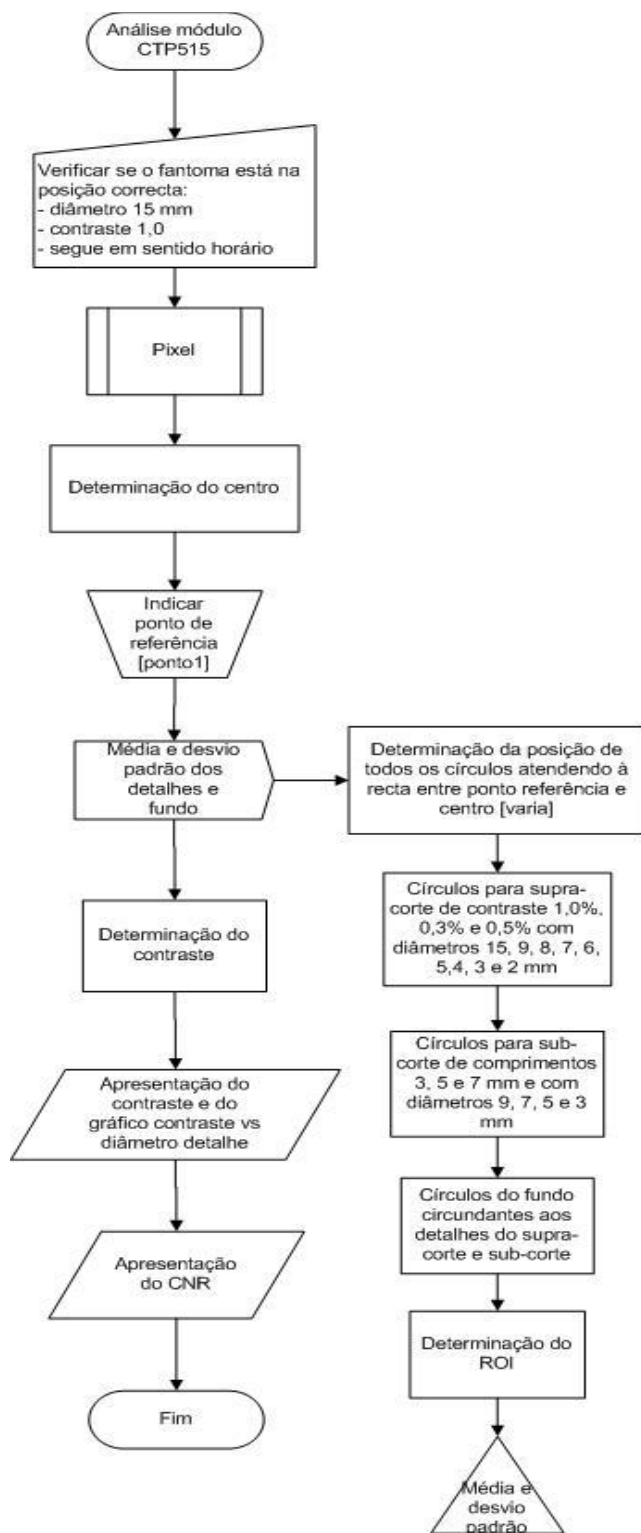


Figura 3.23: Fluxograma da análise do módulo CTP515.

Para análise deste módulo seguiu-se o mesmo método de detecção do centro do módulo CTP528. Marca-se também um ponto de referência como demonstra a Figura 3.25; essa referência dada pelo utilizador deverá ser o traço que está no fantoma e aparece por cima do detalhe de 15 mm de 1,0 % de contraste.

Através deste procedimento, torna-se possível orientar (através das coordenadas polares) e dizer os ângulos em que se situa cada um dos detalhes e colocar ROI's em cada um desses detalhes e também no fundo, proceder-se ao respectivo cálculo do contraste e do CNR.

Os ROI's vão diminuindo de acordo com cada detalhe, mas os do fundo têm sempre a dimensão do maior ROI. Os ROI's são sempre menores que o detalhe em cada uma das posições em que se situam. Para o primeiro detalhe, o fundo é a média dos ROI's: mais próximo do centro do fantoma e o mais distante do centro, para que tenha uma estatística mais significativa. Será tido em conta a evolução do contraste ao longo dos diversos controlos de qualidade.

É importante referir que o FOV é sempre tido em conta, para que as distâncias e ângulos nunca falhem a posição dos detalhes.

Serão reportados os valores do contraste, CNR e também a relação entre contraste e diâmetro dos detalhes para cada um dos grupos de detalhes. Esta relação será elemento de comparação para os controlos de qualidade futuros.

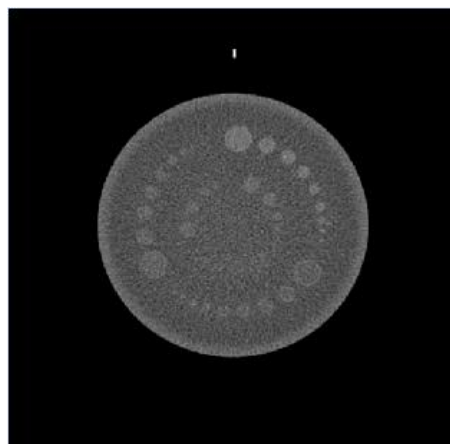


Figura 3.24: Posicionamento inicial do CTP515 para análise.

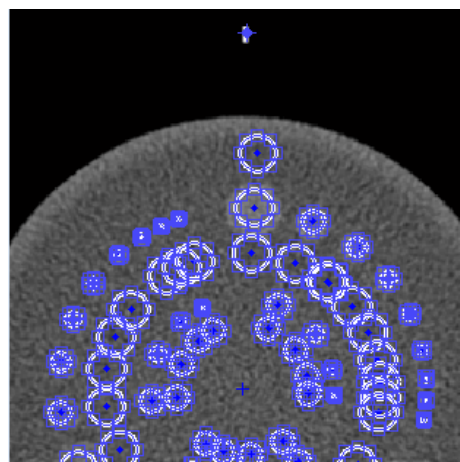


Figura 3.25: Colocação do ponto de referência e respectivos ROI's.

3.7 Módulo CTP486

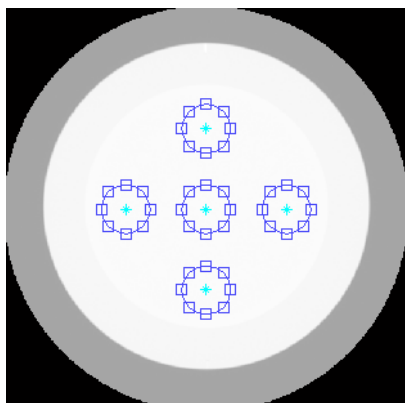


Figura 3.26: Respective módulo CTP486 com os 5 ROI's.

Neste módulo do fantoma é utilizado o modo similar ao CTP401, transformando a imagem em preto e branco sem qualquer nível, como é descrito na Figura 3.27 e assim, a detecção do centro da imagem e a colocação de um ROI no centro e 4 em redor do centro. Para que as distâncias estejam correctas; para qualquer uma das imagens é tido em conta o valor do FOV e verificado o valor do pixel. Assim, calcula-se a uniformidade, ruído:

$$Ruído = \frac{\sum_{i=1}^n \sigma_i}{\sum_{i=1}^n TC_i - 5 \times TC_{ar}}$$

em que, o TC_i são os ROI's da média dos números TC das 5

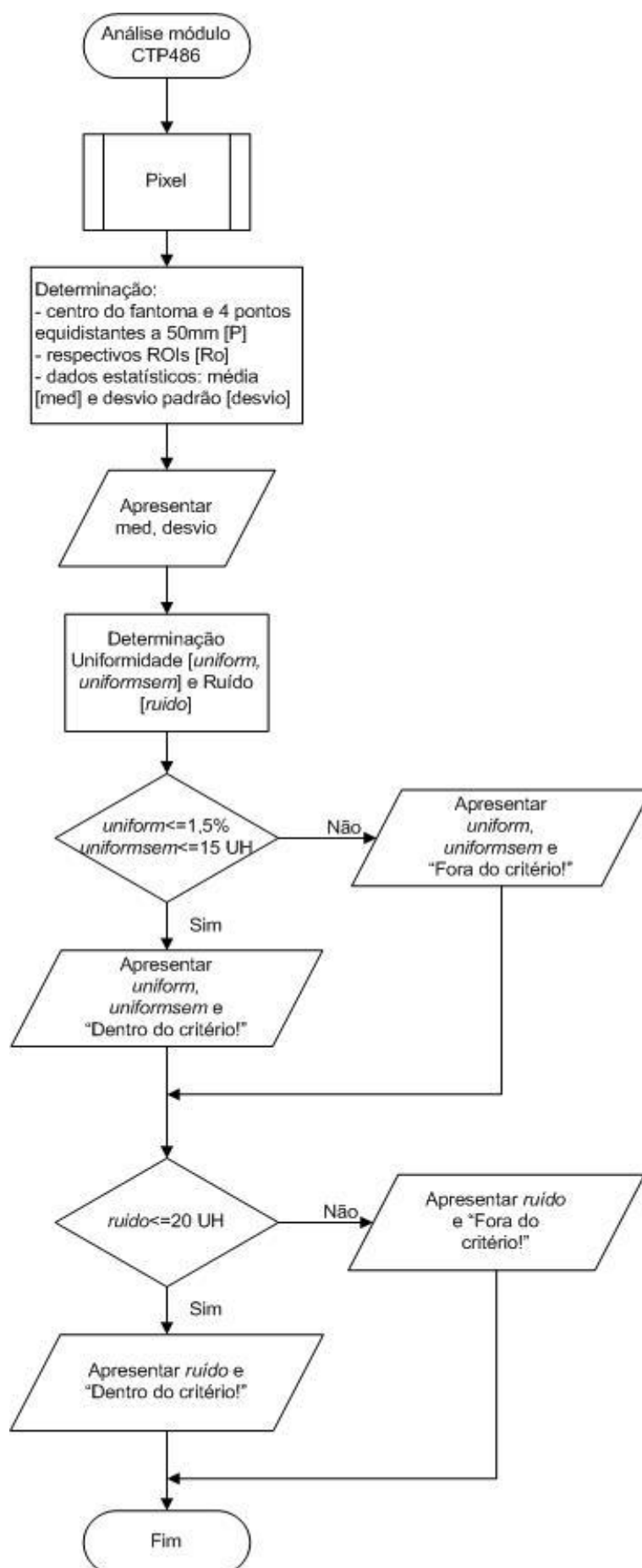


Figura 3.27: Fluxograma da análise do módulo CTP486.

posições marcadas no fantoma (Figura 3.26) e o σ_i é o respectivo valor do desvio padrão de cada uma das 5 posições. O TC_{ar} é o número TC do ar.

$$\text{Uniformidade} = \frac{\left(\sum_{i=1}^n TC_i \right) - TC_c}{4} \frac{TC_c - TC_{ar}}{TC_c - TC_{ar}}$$

em que, o TC_i são os ROI's da média dos números TC das 4 posições periféricas marcadas no fantoma e o TC_c é o número TC do centro do fantoma.

3.8 Imagem do software



Figura 3.28: Logótipo do software CatRead.

Para melhor identificar o *software* deu-se o título de *CatRead*. A palavra *CatRead* advém da funcionalidade do *software*, isto é, “Cat”, sendo o início do fantoma que se analisa: **Catphan®**; por sua vez, “Read” que tem como tradução as palavras portuguesas: leitura, estudar, interpretar, entender, marcar e/ou compreender. Daí *CatRead* ser a denominação perfeita para este *software*.

Como tal, achou-se importante criar um logótipo (Figura 2.27) que fosse fácil de identificar, apesar do *software* não ter o intuito de ser comercializado; pensou-se em conjugar a palavra *CatRead* com a imagem. Como a palavra em português “Cat” quer dizer gato, a sua utilização procurou proporcionar algum humor na criação deste logótipo, e assim podemos contemplar um gato a ler. As cores não tiveram à partida qualquer significado simbólico, não obstante, como sempre acontece nestas situações, serem susceptíveis de interpretações semióticas e semânticas inerentes à cor escolhida (no caso, o azul).

Desenvolveu-se, também, um sítio on-line (<http://catread.pt.vu/> - imagem do sítio on-line: Figura 3.29) para divulgação do *software* em questão, onde é possível contactar o autor desta dissertação. Está disponível o Manual do CatRead 1.0 e um vídeo demonstrativo do *software*.

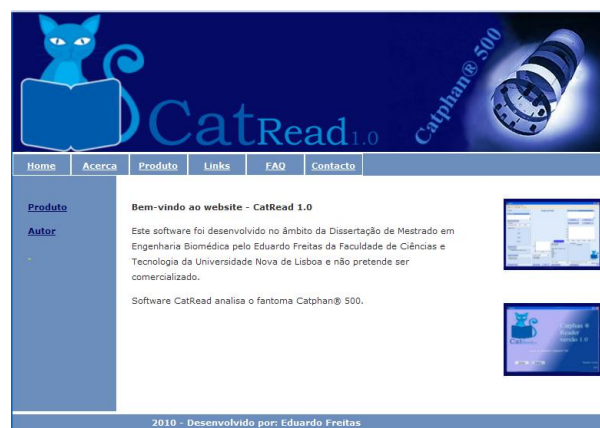


Figura 3.29: Sítio on-line do software CatRead 1.0 - <http://catread.pt.vu>.

4 Resultados

O *CatRead* apresenta resultados viáveis e, como tal, torna-se um *software* seguro para um controlo de qualidade, através do fantoma Catphan ® 500. Contudo, é importante saber certas particularidades que são descritas neste capítulo, bem como a análise de alguns resultados obtidos.

4.1 CatRead 1.0

4.1.1 Código

O código encontra-se no CD-Rom com o respectivo *software* com a possibilidade de visualização das suas funções.

4.1.2 Apresentação



Figura 4.1: Entrada do programa desenvolvido - CatRead 1.0.

Antes de entrar na página com as funcionalidades, há uma entrada no programa com pequenas informações nomeadamente, a sua versão, função deste, autor e ano de criação (Figura 4.1).

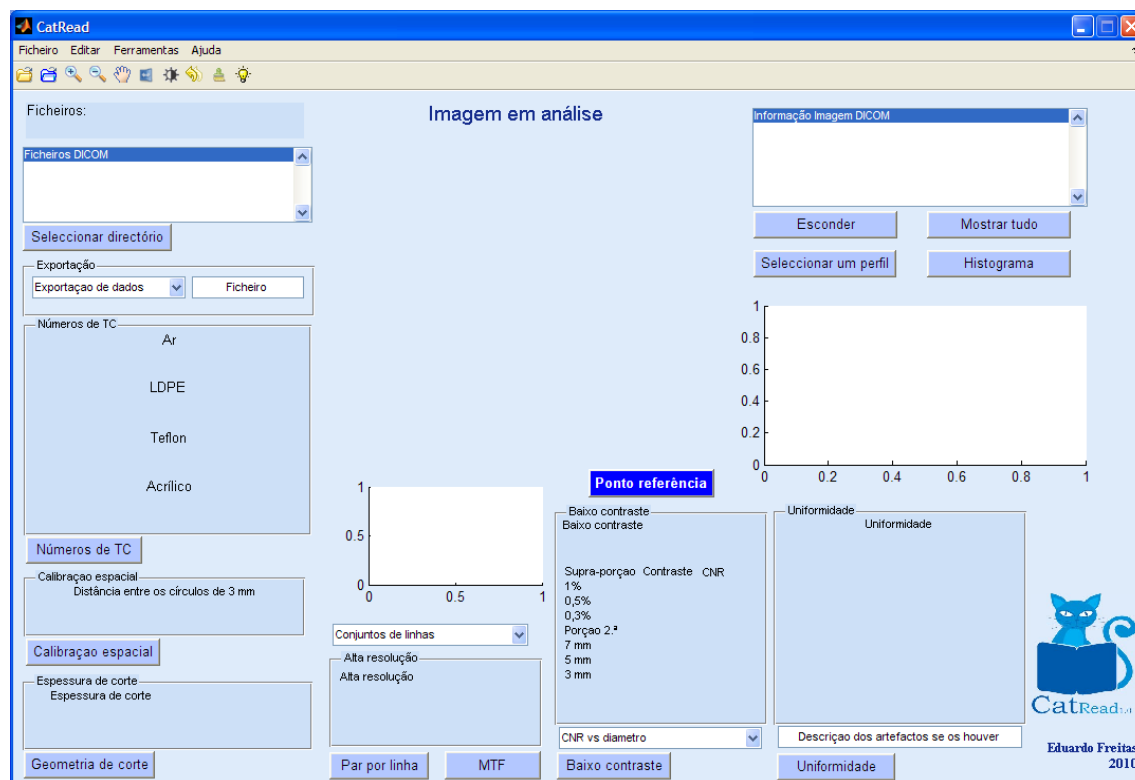


Figura 4.2: Janela principal do CatRead 1.0.

Na Figura 4.2 é possível verificar a simplicidade da janela, o funcionamento deste *software* e aprendizagem quase inata para qualquer utilizador.

4.2 Comparação com outro software

Para comparar (Tabela 4.1) com o CatRead procurou-se o *software* mais utilizado no controlo de qualidade em TC, neste caso é CT AutoQA Lite™ da empresa IRIS QA, LLC.

Tabela 4.1: Comparação entre o CatRead e o CT AutoQA Lite.

Módulo	Testes	CatRead	CT AutoQA Lite™ [12]
CTP 401	Alinhamento do fantoma	X	√
	Números TC	√	√
	Espessura de corte	√	√
	Calibração espacial	√	√
CTP 528	MTF	√	√
	Resolução espacial (pelos pares linhas)	√	X
	Contraste	√	√
CTP 515	CNR	√	X
	Relação entre contraste e diâmetro do detalhe	√	√
CTP 486	Uniformidade	√	√
	Ruído	√	√
	Exportação de dados para outra plataforma	√	X
	Armazenamento de dados	X	√
	Ver informação	√	X
	Mais testes	X	√

O *software* comercializado CT AutoQA Lite™ tem diversas particularidades que fazem dele um *software* de topo no controlo de qualidade, porque, para além de possibilitar a análise do Catphan® 500, é possível analisar outros tais como: Catphan® 600, 440, 424 e 414, ainda o InnerVision (Toshiba), ACR Accreditation Phantom, GE CT Phantom, Siemens CT Phantom e Philips CT Phantom.

No entanto, o *software* CT AutoQA Lite™ impede que o utilizador controle alguns parâmetros desde o contraste, brilho e zoom para que possa analisar visualmente. Por sua vez,

o CT AutoQA LiteTM é mais automatizado do que o CatRead, pois para alguns testes do CatRead é necessário colocar um ponto de referência.

A impossibilidade de exportar os dados para que sejam tratados e/ou armazenados noutra base de dados que não a do CT AutoQA LiteTM é uma limitação a registar.

4.3 Comparação de resultados de diversas marcas de TC

Para mostrar as potencialidades do CatRead 1.0 compararam-se três aparelhos TC, nomeadamente um GE Bright Speed, um Siemens Cardiac 64 e um Philips Brilliance 16. Esta comparação não tem base estatística relevante, porque a amostra de aparelhos TC sendo pequena não permite uma inferência relevante que uma amostra mais significativa poderia induzir. Também é necessário ter atenção que os *kernels*, utilizados em cada uma das imagens, têm a sua especificidade de marca para marca, não sendo possível saber a correspondência exacta de cada um *kernels*.

Para a Philips Brilliance 16 a sua configuração de aquisição de imagens permite as seguintes configurações, para os cortes: 16 x 0.75mm, 16 x 1.5mm, 8 x 3mm, 4x6 mm e 2x0.6 mm, logo não é possível ter um corte de 10 mm.

4.3.1 Comparação para o teste dos números TC

As condições utilizadas para a aquisição das imagens do módulo CTP401 estão descritas na Tabela 4.2.

Tabela 4.2: Condições utilizadas na aquisição das imagens.

Marca	GE	Siemens	Philips
Modelo	Bright Speed	Sensation Cardiac 64	Brilliance 16
Kernel	Standard	B30s	B
Tensão [kVp]	120	120	120
Corrente [mA]	200	200	200
Tempo [ms]	1000	1000	1000
Corte [mm]	10	10	6
FOV	250	250	250

Comparou-se várias imagens de diferentes TC e teve-se os resultados apresentados na Tabela 4.3.

Tabela 4.3: Números TC das diversas imagens.

Marca - Modelo	GE Bright Speed			Siemens Sensation Cardiac 64			Philips Brilliance 16		
Números TC	Nominal [UH]	Média [UH]	Desvio padrão	Nominal [UH]	Média [UH]	Desvio padrão	Nominal [UH]	Média [UH]	Desvio padrão
Ar	-1000,0	-975,0	3,5	-1000,0	-1022,3	2,4	-1000,0	-980,8	4,6
LDPE	932,3	956,9	4,6	917,5	960,5	7,0	908,7	957,7	5,8
Acrílico	114,1	116,8	3,3	114,5	123,3	3,7	123,1	30,6	4,1
Teflon	-99,9	-94,6	3,1	-95,0	-96,7	3,6	-78,1	79,0	3,7

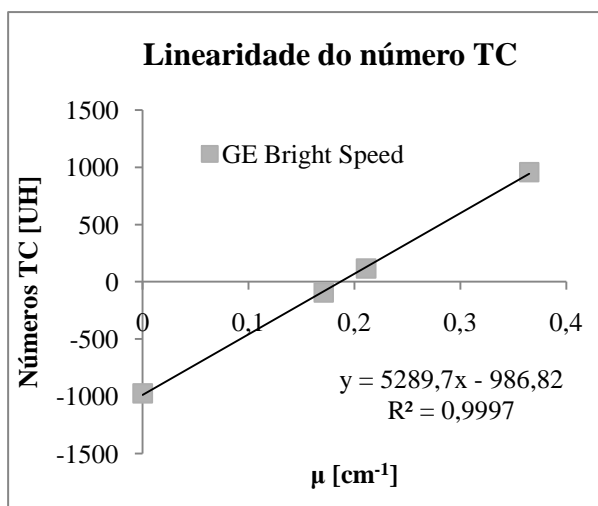


Gráfico 4.1: Linearidade dos números TC para GE Bright Speed.

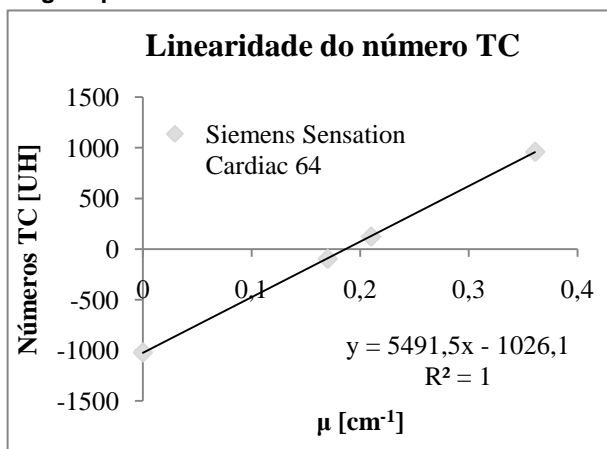


Gráfico 4.2: Linearidade dos números TC para Siemens Sensation Cardiac.

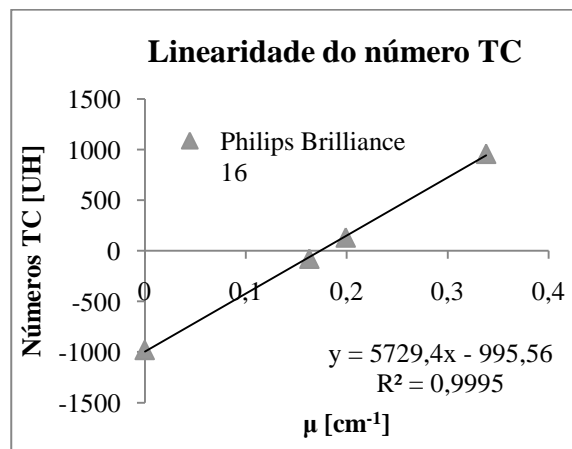


Gráfico 4.3: Linearidade dos números TC para Philips Bright Speed.

Contudo, através dos gráficos anteriores (Gráfico 4.1, Gráfico 4.2 e Gráfico 4.3), é possível verificar se cumprem o critério da linearidade dos números TC com o respectivo coeficiente de atenuação.

4.3.2 Comparação para o teste da espessura de corte

Com as mesmas condições de aquisição de imagem descritas na Tabela 4.2, comparou-se as diferentes espessuras de corte na Tabela 4.4.

Tabela 4.4: Espessuras de corte.

Marca - Modelo		
GE Bright Speed	Valor nominal [mm]	10,00
	Valor medido [mm]	9,95
	Erro [mm]	-0,05
Siemens Sensation Cardiac 64	Valor nominal [mm]	10,00
	Valor medido [mm]	9,95
	Erro [mm]	-0,05
Philips Brilliance 16	Valor nominal [mm]	6,00
	Valor medido [mm]	6,01
	Erro [mm]	0,01

Assim, nas espessuras de cortes (Tabela 4.4) é visível que o erro não excede as tolerâncias de ± 1 mm ou $\pm 20\%$.

4.3.3 Comparação para o teste de Calibração Espacial

Ainda nas condições de aquisição de imagem descritas anteriormente, Tabela 4.2, comparou-se as diferentes distâncias verticais e horizontais, resultados apresentados na Tabela 4.5.

Tabela 4.5: Calibração espacial.

Marca - Modelo		
GE Bright Speed	Distância vertical [mm]	50,05
	Distância horizontal [mm]	49,93
	Distorção	1,002
Siemens Sensation Cardiac 64	Distância vertical [mm]	50,05
	Distância horizontal [mm]	49,80
	Distorção	1,005
Philips Brilliance 16	Distância vertical [mm]	49,80
	Distância horizontal [mm]	49,68
	Distorção	1,002

Os valores são próximos de 1 e assim fica demonstrando que não existe qualquer distorção.

4.3.4 Comparação para os testes resolução e MTF

Para a aquisição das imagens do módulo CTP528 utilizou-se as condições enunciadas na Tabela 4.6. Ainda na Tabela 4.6 é possível comparar os números de grupos perfeitamente resolvidos em cada uma das imagens adquiridas nos diferentes aparelhos.

Tabela 4.6: Condições para as imagens e resolução espacial.

Marca	GE	Siemens	Philips
Modelo	Bright Speed	Sensation Cardiac 64	Brilliance 16
Kernel	Edge	B70s	D
Tensão [kVp]	120	120	120
Corrente [mA]	200	200	200
Tempo [ms]	1000	1000	1000
Corte [mm]	10	10	6
FOV	250	250	250
Grupos visíveis	12	11	9

Nestes parâmetros não há tolerâncias, mas sim um controlo da sua evolução ao longo do tempo; contudo repare-se que as diferenças de grupos visíveis devem-se aos diferentes *kernel* utilizados em cada uma das imagens e também outras variáveis intrínsecas ao próprio aparelho.

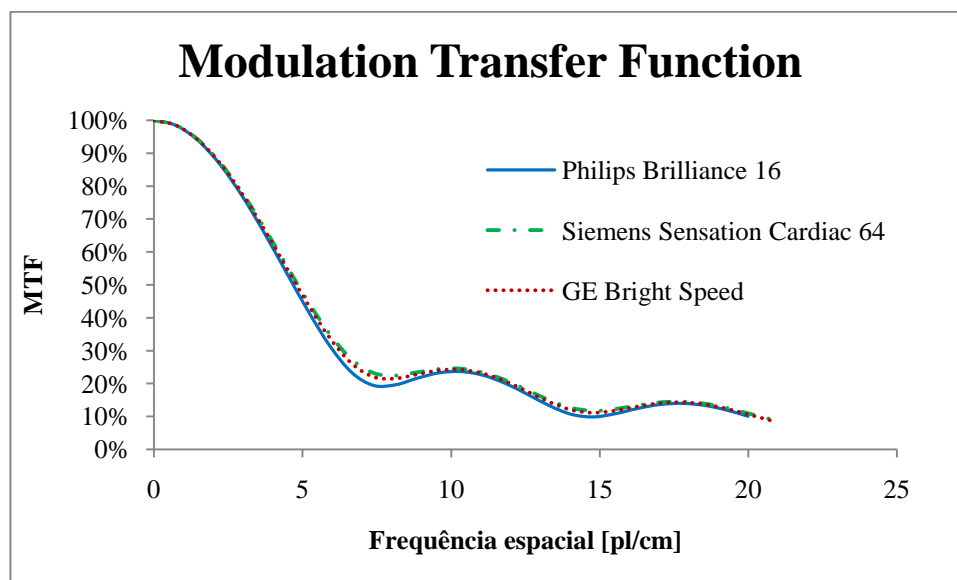


Gráfico 4.4: MTF para os três aparelhos.

As MTF's obtidas (Gráfico 4.4) têm uma forma semelhante, correspondendo a uma frequência de corte (50%) de aproximadamente 5 pl/cm. No entanto, é possível verificar que as curvas da Philips Brilliance 16 e Siemens Sensation Cardiac 64 têm maior resolução espacial que a da GE Bright Speed. Poderá ter a ver com a espessura de corte, já que tem influência na resolução espacial. [3] [2]

Na Tabela 4.7 têm-se os valores das MTF para os 50% e 10% das imagens do módulo CTP528 das diversas TC.

Tabela 4.7: Comparação das MTF através da PSF.

Marca	GE	Siemens	Philips
Modelo	Bright Speed	Sensation Cardiac 64	Brilliance 16
MTF – 50%	4,8 pl/cm	4,8 pl/cm	4,7 pl/cm
MTF – 10%	20,2 pl/cm	20,4 pl/cm	14,4 pl/cm

4.3.5 Comparação para os teste do baixo contraste e CNR

As condições para a aquisição das imagens do CTP515 para os vários aparelhos na Tabela 4.8.

Tabela 4.8: Condições para as imagens de baixo contraste.

Marca	GE	Siemens	Philips
Modelo	Bright Speed	Sensation Cardiac 64	Brilliance 16
Kernel	Standard	B30s	B
Tensão [kVp]	120	120	120
Corrente [mA]	200	200	200
Tempo [ms]	1000	1000	1000
Corte [mm]	10	10	6
FOV	250	250	250

Também, comparou-se os diferentes contrastes obtidos para as diferentes marcas de TC na Tabela 4.9.

Tabela 4.9: Resultados obtidos para o baixo contraste e o CNR.

Marca - Modelo		Supra 1,0	Supra 0,5	Supra 0,3	Sub 7 mm	Sub 5 mm	Sub 3 mm
	Contraste Nominal [%]	1,0	0,5	0,3	1,0	1,0	1,0
GE Bright Speed	Contraste Medido [%]	0,85	0,44	0,29	0,52	0,36	0,28
	CNR [%]	2,43	1,13	1,04	1,29	1,02	0,74
Siemens	Contraste Medido	0,67	0,32	0,05	0,57	0,22	0,002
	CNR [%]	1,71	0,83	0,11	1,89	0,48	0,004
Philips	Contraste Medido [%]	0,71	0,43	0,17	0,54	0,35	0,28
	CNR [%]	1,46	0,86	0,38	1,18	0,79	0,67

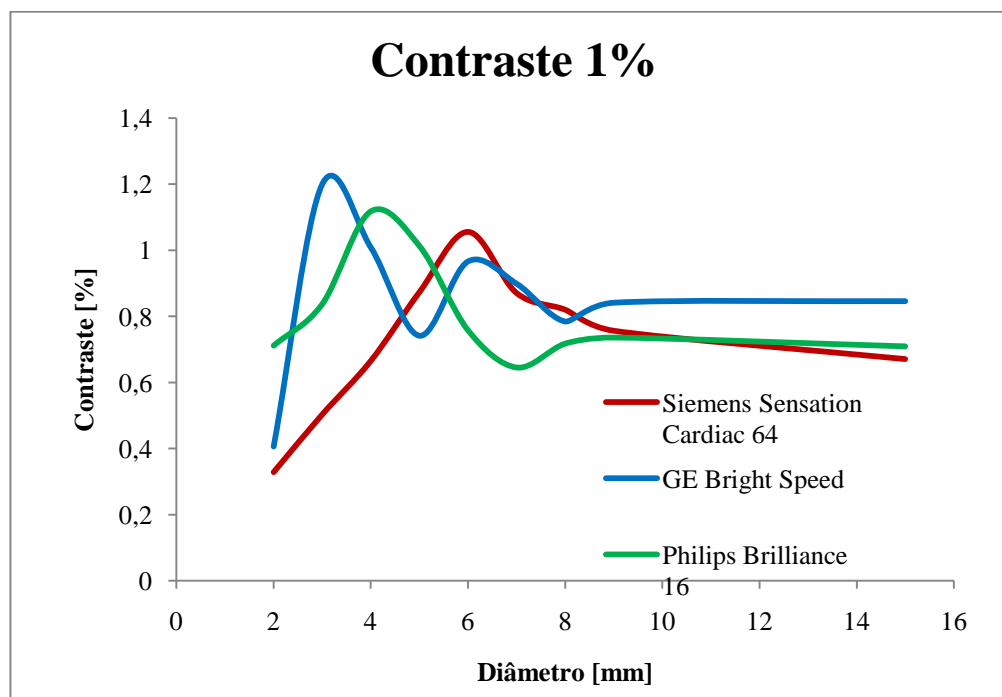


Gráfico 4.5: Contraste - detalhes para os detalhes com contraste nominal de 1%.

Os contrastes medidos para todos os aparelhos estão abaixo dos seus valores nominais, tal deve-se à espessura de corte e à dose, pois isso influencia o contraste [2]. Em relação ao Gráfico 4.5, verifica-se a mesma situação descrita anteriormente, no entanto é importante destacar que os detalhes de menor diâmetro têm menor contraste, devido ao ruído, mas também os de maior detalhe não tem o contraste nominal, porque nestes detalhes existe uma auréola e o seu interior é semelhante ao fundo da imagem.

Esta análise serve para controlar a evolução do contraste dos aparelhos durante o período actividade destes.

4.3.6 Comparação para os testes para Uniformidade e Ruído

As condições utilizadas para a aquisição das imagens do módulo CTP486 foram as descritas na Tabela 4.10 e os valores da uniformidade e ruído também são apresentados.

Tabela 4.10: Condições para as imagens da uniformidade, resultados de uniformidade e ruído.

Marca	GE	Siemens	Philips
Modelo	Bright Speed	Sensation Cardiac 64	Brilliance 16
Kernel	Standard	B30s	B
Tensão [kVp]	120	120	120
Corrente [mA]	200	200	200
Tempo [ms]	1000	1000	1000
Corte [mm]	2,5	3	0,75
FOV	250	250	250
Uniformidade [%]	-0,03	-0,05	-0,09
Ruído [%]	0,6	0,7	1,1

No caso da uniformidade e ruído encontram-se, também, dentro das tolerâncias da legislação em vigor [10]: $\pm 1,5\%$ para uniformidade e os 2% para o ruído.

5 Conclusões

Os principais objectivos do CatRead foram conseguidos, eliminou-se a subjectividade da análise das imagens e racionalizou-se o acesso à estação da TC, pois esta estará menos tempo ocupada, criando-se a possibilidade de se fazerem mais exames.

Assim, o desenvolvimento do CatRead 1.0 permitiu compreender e entender a importância dos controlos de qualidade.

O conhecimento adquirido na linguagem de programação MatLab revelou-se essencial para o tratamento da informação obtida e para implementação de algoritmos, por vezes complexos, para que tivessem uma aplicação prática fácil de usar.

Os resultados obtidos com o CatRead 1.0 são fiáveis, e, de acordo com físicos médicos com experiência em controlo de qualidade das TC, este *software* melhora os controlos de qualidade, não só porque o tempo dispendido na realização de um controlo convencional é imenso, conseguindo reduzir-se o tempo drasticamente, mas também porque acaba com o subjectivismo da visualização de alguns detalhes e resoluções da imagem controlada. Assim, através do CatRead conseguiram-se realizar mais testes e ter uma maior automatização.

Para o módulo CTP401 não se colocam muitas novidades, além de na espessura de corte se verificarem as 4 rampas, enquanto manualmente o teste era feito só para uma rampa. Desta forma, existe uma base estatística dos resultados.

Já para o módulo CTP528 com o CatRead, excluiu-se o factor humano da visualização dos pares linhas para afirmar se estas estão ou não resolvidas, pois o *software*, através da MTF calculada através dos perfis, verifica quando é que está ou não resolvida. Em simultâneo, é possível obter a MTF através da PSF de forma a comparar o resultado com o controlo de qualidade efectuado anteriormente.

Na análise do módulo CTP515, é possível verificar o contraste e o CNR muito facilmente, dando a informação entre o contraste e os respectivos diâmetros dos detalhes.

Finalmente na análise do módulo CTP486, constata-se que a vantagem que apresenta além do tempo, é a possibilidade de podermos ter mais dados estatísticos para calcular a uniformidade e ruído.

Pretende-se que o desenvolvimento deste *software* seja contínuo, de forma a maximizar as potencialidades do mesmo.

6 Perspectivas futuras

Actualmente, já existe outro *software* com capacidade de efectuar testes semelhantes ao CatRead. Contudo pensa-se que há mais funcionalidades a desenvolver, tanto nesses *softwares* como no CatRead.

Por isso, considera-se que numa próxima versão do CatRead seria importante melhorar, incluir e/ou acrescentar as seguintes particularidades:

- Possibilidade de exportar todos os dados unicamente no fim da análise de todas as imagens;
- Deixar de ser necessário colocar pontos de referência para fazer determinados testes;
- Guardar os dados numa base de dados do *software* para verificação da evolução do aparelho TC;
- Criar uma ferramenta procurar os dados que se deseja na informação da imagem DICOM;
- Melhorar alguns dos algoritmos que estão no CatRead de forma a aumentar a sua velocidade;

Assim, também com o desenvolvimento e melhoramento dos *softwares* de optimização dos controlos de qualidade, permitir-se-á desenvolver novos parâmetros a controlar, e assim garantir que os aparelhos de TC não constituem um risco à saúde dos pacientes.

7 Bibliografia

1. **Bushberg, Jerrold T., et al.** *The Essential Physics of Medical Imaging*. 2nd Edição. Philadelphia : Lippincott Williams & Wilkins, 2002. 0-683-30118-7.
2. **Lima, João José Pedroso de.** *Técnicas de Diagnóstico com Raios X - Aspectos Físicos e Biofísicos*. 2ª Edição. Coimbra : Imprensa da Universidade de Coimbra, 2009. 978-989-8074-83-6.
3. **Bushong, Stewart.** *Radiologic Science for Technologists*. s.l. : Mosby, 2004. 0-323-02555-2.
4. **Júnior Ribeiro, Sebastião.** *Análise da ruptura dielétrica em materiais isolantes elétricos de cabos isolados xlpe e epr por tomografia 2D e 3D*. Universidade Tecnológica Federal do Paraná - Campus Curitiba. Curitiba : s.n., 2008.
5. **Central Única dos Trabalhadores.** Meio Ambiente, Saúde e Trabalho. X - Radiação. [Online] CUT-RJ Comissão de Meio Ambiente, 2000. [Citação: 30 de Março de 2010.] <http://www.sindipetro.org.br/extra/cartilha-cut/15radiacao.htm>.
6. *Baixos níveis de radiação ionizante causam câncer?* **Calegari, José Ulisses Manzzini.** São Paulo : s.n., Julho/Agosto de 2007, Radiologia Brasileira, Vol. Vol. 40. No. 4.
7. **Hecht, Eugene.** *Óptica*. [trad.] José Manuel N. Rebordão. 2ª Edição. Lisboa : Fundação Calouste Gulbenkian, 2002. 972-31-0967-0.
8. **The Phantom Laboratory.** Catphan® 500 and 600 Manual. 21 de January de 2009.
9. **Thompson, Michael.** Contrast to Noise. [Online] 21 de November de 2003. [Citação: 30 de Março de 2010.] <http://www.phys.cwru.edu/courses/p431/notes-2003/node123.html>.
10. *Diário da República - I Série - A*. 8 de Agosto de 2002, pp. 5731-5732. N.º 182.
11. **Maglogiannis, et al.** *Image and Signal Processing for Networked E-Health Applications*. s.l. : Morgan & Claypool, 2006.
12. **Iris QA, LLC.** AutoQA Lite TM - A Software Program to Evaluate and Monitor Performance of CT Scanners.
13. **Morais, Vagner e Vieira, Cláudio.** *Matlab 7 & 8 Curso Completo*. 2ª Edição. Lisboa : FCA - Editora de Informática, Lda., 2006. 978-972-722-354-1.
14. **Semmlow, John L.** *Biosignal and Biomedical Image Processing - MATLAB - Based Applications*. New York : Marcel Dekker, Inc., 2004. 0-8247-4803-4.
15. **Hendee, William R. e Ritenour, E. Russel.** *Medical Imaging Physics*. 4th Edição. New York : A John Wiley & Sons, Inc., Publication, 2002. 0-471-38226-4.

16. **KenRockweel.com.** Modulation Transfer Function (MTF). [Online] KenRockwell.com, September de 2007. [Citação: 12 de Setembro de 2009.] <http://kenrockwell.com/tech/mtf.htm>.
17. *ADEMIM - Um ambiente para desenvolvimento e manipulação de imagens médicas.* **Silva, Araújo Vasconcelos Vítor, Marques, Cristiane Beatriz Ferreira e Campos, Mário Fernando Montenegro.** Belo Horizonte : s.n.
18. **The MathWorks TM.** *Image Processing Toolbox TM 6 User's Guide.* s.l. : The MatWorks, Inc., 2009.
19. **Rodrigues, Carlos.** Quality Assurance in IGRT. Aveiro, Aveiro, Portugal : s.n., 8 e 9 de Maio de 2009.
20. **Faculdade de Engenharia - Universidade do Estado do Rio de Janeiro.** Curso de Matlab 5.1.
21. **Koren, Norman.** DigitUnderstanding image sharpness. *Introduction to resolution and MTF curves.* [Online] 2009. [Citação: 16 de Novembro de 16.] <http://www.normankoren.com/Tutorials/MTF.html>.
22. *Design and Development of C-arm based Cone-beam image-guided interventions: Initial Results.* **Chen, Guang-Hong, et al.**
23. *Evaluation of the effects of saggings shifts on isocenter accuracy and image quality of cone-beam CT from kV on-board imagers.* **Ali, Imad.** 2009, Journal of Applied Clinical Medical Physics, Vol. Vol. 10. No. 3.
24. **Reilly, Andrew J. e Weir, Nick.** Automated analysis of Catphan. s.l. : Oncology Physics and Medical Physics - NHS Lothian.
25. **Loubele, Miet.** Geometrical and dosimetrical aspects of low-dose CT in dentomaxilofacial radiology. Leuven, Belgium : Katholieke Universiteit Leuven - Faculte it Ingenieurswetenschappen en Geneeskunde, 17 de September de 2008. 978-90-5682-974-2.
26. *A simplified method of estimating noise power spectra.* **Hanson, Kenneth M.** s.l. : J. T. Dobbins III and J. M. Boone, eds., 1998, Physics of Medical Imaging, pp. 243-250.
27. **ImPACT.** impactscan.org. *Presentations.* [Online] 2007. [Citação: 10 de Março de 2010.] <http://www.impactscan.org/presentations.htm>.
28. **Wang, Adam.** Psych 221: Applied Vision and Image Engineering. *Localized Noise Power Spectrum Analysis.* [Online] 20 de March de 2008. [Citação: 4 de Marcho de 2010.] http://scien.stanford.edu/class/psych221/projects/08/AdamWang/project_report.htm.

29. *Comparative evaluation of image quality from three CT simulation scanners.* **McCann, Claire e Alasti, Hamideh.** 2004, Journal of Applied Clinical Medical Physics, Vol. Vol. 6. No. 4.
30. *Comparison of Five Different Methods for Obtaining the Modulation Transfer Function of a Diagnostic X-ray Machine.* **Al-Dhukair, Amr e Maalej, Nabil.** [ed.] Sun I. Kim e Tae Suk Suh. Seoul : Springer, 2006. World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering 2006. pp. 1353-1355. 978-3-540-36839-7.
31. *Compressão de projeções de tomografia computadorizada: Um estudo de caso.* **Martins, Valdir e Ribeiro, Eduardo Parente.** 2002. II Workshop de Informática aplicada à Saúde - CBComp 2002.
32. *MIQuaELa, programa para el cálculo de la DQE en radiografía DIGITAL.* **Ayala, R., Linares, R. e García, R.** s.l. : SEFM.ES, 2009, Revista Fisica Medica, pp. 123-126.
33. *Fundamentos de Física Médica.* **Universidad Internacional de Andalucía.** 2010. Modulo 2: Bases Físicas, Equipos y Control de Calidad en Radiodiagnostico.
34. **Vieira, Pedro.** Aulas de Métodos Imagem Médica. 2008.
35. **Carvalho, C.F.** Bem-estar animal. [Online] 2009. [Citação: 3 de Setembro de 2009.] <http://www.cibelefcarvalho.vet.br/introd2.gif>.
36. **Torfeh, Tarraf, et al.** Software Tools Dedicated for an Automatic Analysis of the CT Scanner Quality Control's Images. [autor do livro] Jiang Hsieh e Michael J. Flynn. *Medical Imaging 2007: Physics of Medical Imaging.* s.l. : SPIE, 2007.
37. *Modulation transfer function evaluation of beam computed tomography for dental use with the oversampling method.* **Watanabe, H., Honda, E. e Kurabayashi, T.** s.l. : The British Institute of Radiology, 2010, Dentomaxillofacial Radiology, Vol. 39, pp. 28-32.
38. *Evaluation of the quality of CT-like images obtained using a commercial flat panel detector system.* **Smyth, J.M., Sutton, D.G. e Houston, J.G.** 2006, Biomedical Imaging and Intervention Journal.
39. **Bankman, Isaac N.** *Medical Imaging - Processing and analysis.* s.l. : Academic Press, 2000. 0-12-077790-8.
40. **Committee on the Mathematics and Physics of Emerging Dynamic Biomedical Imaging.** *Mathematics and Physics of Emerging Biomedical Imaging.* s.l. : National Academy Press. 0-309-05387-0.
41. DICOM Digital Imaging and Communications in Medicine. [Online] Nema. [Citação: 16 de Setembro de 2009.] <http://medical.nema.org>.

42. How to: Create standalone executable for matlab file - Onecore. [Online] [Citação: 8 de Março de 2010.] <http://www.onecore.net/howtocreate-standalone-executable-for-matlab-file.htm>.
43. **Medic, Maziar Soltani Emir**. Thesis: Methods for characterization of digital, image-producing detectors within medical X-ray diagnostics. s.l.: Blekinge Tekniska Högskola, Fevereiro de 2005.
44. *Computed Tomography Commissioning Programmes: How to obtain a reliable MTF with an automatic approach?* **Miéville, F., et al.** 18 de Fevereiro de 2010, Radiation Protection Dosimetry, pp. 1-6.
45. **Salvado, Olivier**. *DICOMViewer*. 2007. Software - código MatLab.
46. **Balkay, Laszlo**. *Mia*. 2009. Software - código MatLab.
47. **Medical Consult, SA**. *Instruções de trabalho para TC da MC*. Portugal, Novembro de 2008. Software Excel.
48. **SRS1 Software, LCC**. *Data Curve Fit Creator - Cubic_Spline_v101.xls*. 2008. Software macros Excel.
49. *Problems with Contrast-Detail Curves for CT Performance Evaluation*. **Hasegawa, B.H., et al.** s.l.: American Roentgen Ray Society, January de 1982, American Roentgen Ray Society, Vol. 138, pp. 135-138.
50. **Hashemi, R.H. e Bradley, W.G.** *MRI: The Basics*. Baltimore: Williams and Wilkins, 1997.

Anexos

Anexo I

Legislação Portuguesa para TC - Decreto-Lei n.º 180/2002

exposta duas vezes dez minutos (isto é, de ambos os lados) num negatoscópio com uma luminância de pelo menos 1000 cd/cm²;

- Contacto película-ecrã — a cassette não deve provocar áreas com diferenças de densidade visíveis ou áreas de contornos indefinidos na radiografia. Isto pode ser verificado, por exemplo, usando uma rede metálica colocada sobre a cassette;
- Sensibilidade relativa das combinações película-ecrã de idêntica velocidade, numa unidade de diagnóstico — as densidades de película obtidas com condições idênticas de exposição (dose, voltagem de ampola, filtração, etc. iguais) não devem diferir em mais de 0,3 DO para combinações película-ecrã do mesmo tipo.

2 — Revelação de películas:

- Base e véu — base e véu devem ser inferiores a 0,30 DO;
- Índice de velocidade — o desvio relativamente ao valor de referência do índice de velocidade deve ser menor que 0,20 DO;
- Índice de contraste — o desvio relativamente ao valor de referência do índice de contraste deve ser menor que 0,20 DO.

3 — Câmara escura:

Entrada de luz — não devem ser visíveis entradas de luz significativas, após adaptação dos olhos durante pelo menos cinco minutos à câmara escura, com a iluminação de segurança e outras luzes apagadas.

A designação de unidade de diagnóstico aplica-se, neste contexto, a instalações de raios X que partilham as mesmas combinações película-ecrã;

Iluminação de segurança — uma película pré-exposta, de densidade óptica 1, exposta à distância normal de trabalho, durante quatro minutos nas condições da câmara escura, com iluminações de segurança e iluminações das salas vizinhas acesas, não deve mostrar um aumento da densidade de mais de 0,10 DO relativamente a uma parte da mesma película não exposta às condições da câmara escura.

4 — Condições de visualização:

Negatoscópio:

- A luminância deve ser de pelo menos 1700 cd/m²;
- A falta de homogeneidade deve ser inferior a 30 %;

Ambiente — a iluminação de fundo da sala, a 1 m de distância da caixa de visualização, deve ser inferior a 50 lux.

C — Fluoroscopia

São formuladas exigências adicionais tendo em conta que para os casos em que não são indicados critérios, deverão aplicar-se os critérios indicados nos pontos A e B deste anexo.

1 — Débito de dose — deve ser respeitado pelo menos um dos dois critérios seguintes:

- a) A dose máxima à entrada do ecrã, sem grelha (diâmetro 25 cm), de um amplificador de ima-

gem convencional não deve exceder 0,8 µGy/s, para a exposição de um «fantoma» (por exemplo, 20 cm PMMA) e com controlo automático do débito de dose e da luminância.

Em utilizações especiais com débitos de dose elevados, por exemplo, radiologia de intervenção, a dose máxima não deve exceder 1,0 µGy/s.

Para outras dimensões de ecrãs de entrada, o débito de dose pode ser adaptado de acordo com o inverso do quadrado do diâmetro;

- b) O débito de dose máximo, incluindo a retro-difusão, na pele do paciente ou à superfície de alguma forma de substituto do paciente (por exemplo, um «fantoma» de 25 cm PMMA), no lado em frente da ampola de raios X, não deve exceder 100 mGy/min.

2 — Resolução — a resolução do conjunto amplificador de imagem/cadeia de TV deve ser de, pelo menos, 0,8 pares de linhas por mm para um campo de 30-35 cm determinado pelo uso de um objecto específico de ensaio (por exemplo, retículo Hüttner de resolução tipo 18 ou objecto de ensaio de Leeds). Para campos de 23 cm-25 cm e 15 cm-18 cm, estes valores são de 1,0 e 1,4 lp/mm respectivamente. Para uma imagem «spot», a resolução deve ser de, pelo menos, 2,0 lp/mm.

3 — Limiar de contraste — o limiar de contraste, para operação automática, avaliado a partir da imagem do monitor de TV deve ser de 4 % ou menos.

4 — Cronómetro — deve existir um dispositivo de paragem que actue automaticamente quando tiver decorrido um tempo integrado de fluoroscopia predefinido não excedendo dez minutos. A iminência da paragem deve ser objecto de aviso por um sinal acústico pelo menos 30 s antes, a fim de permitir o rearmamento do dispositivo para o caso de ser necessário prolongar a exposição.

5 — Cinematografia — para estudos de cine que usem um amplificador de imagem de 23 cm de diâmetro, o débito de dose superficial à entrada deve ser menor que 0,20 µGy/imagem. Para pacientes típicos, os débitos de dose à entrada são de 0,10-0,30 Gy/min para 25 imagens/s com um «fantoma» PMMA de 20 cm.

6 — Dimensões do campo radiação/imagem — o quociente entre as áreas do campo de radiação e da superfície de entrada do amplificador de imagem não devem exceder 1,15. Considera-se boa prática que sejam visíveis os bordos dos colimadores na imagem de TV.

D — Tomografia convencional e tomografia computadorizada

São apresentados requisitos adicionais para a tomografia convencional e para a tomografia computadorizada, tendo em conta que para os casos em que não são indicados critérios, deverão aplicar-se os critérios indicados em A e B deste anexo.

1 — Tomografia convencional

1 — Altura de corte — a conformidade entre os valores indicado e medido da altura de corte deve ser situar-se num intervalo de ± 5 mm.

2 — Incremento do plano de corte — ao incrementar um plano tomográfico de corte para o seguinte, a altura de corte deve ser reproduzível com uma variação de ± 2 mm.

3 — Ângulo de exposição — os ângulos de exposição medido e indicado devem concordar num intervalo de

± 5 para unidades que operam com ângulos superiores a 30. Para ângulos menores, a concordância deve ser melhor.

4 — Uniformidade das alturas de corte:

A densidade da imagem de um orifício numa folha de chumbo deve ser quase uniforme ou deve variar uniformemente de acordo com o padrão esperado para uma unidade tomográfica particular. A imagem não deve revelar sobreposições inesperadas, inconsistência de exposições ou assimetria de movimentos;

A unidade tomográfica deve resolver uma rede de padrão # 40 (1,6 lp/mm).

2 — Tomografia computadorizada

1 — Ruído da imagem — o desvio padrão dos números CT nos 500 mm² da região central de interesse num «fantoma» de água ou de tecido equivalente não deve ser superior a 20% relativamente ao valor de referência.

2 — Valores dos números de CT — o desvio dos valores dos números CT para água ou materiais equivalentes a tecido ou materiais de diferentes densidades, numa posição consistente no campo, deve ser inferior a ± 20 HU ou a 5 %.

3 — Uniformidade dos números de CT — o desvio padrão dos números CT, para uma média feita em 500 mm² da região de interesse em água ou materiais equivalentes a tecido, no centro e em torno da periferia dos «fantomas», deve ser menor ou igual a 1,5% do valor de referência.

4 — Índice de dose de tomografia computadorizada (CTDI) — as medições de CTDI para um corte simples de cada filtro modelador de feixe e para cada espessura de corte não deve desviar-se mais de ± 20% do valor de referência.

5 — Espessura dos cortes irradiados — a largura total, a metade do valor máximo dos perfis de dose, não deve diferir mais de ± 20% do valor de referência.

6 — Resolução de contraste elevado (resolução espacial) — as medições de largura total, a metade do valor máximo da função de dispersão pontual de um pino, ou da função de resposta de uma aresta, não devem diferir mais de ± 20% relativamente ao valor de referência.

7 — Resolução de baixo contraste — devem ser visíveis na imagem pinos de poliestireno com 0,35 cm de diâmetro, inseridos num «fantoma» uniforme de água.

E — Radiografia dentária

São apresentados requisitos adicionais para equipamento de radiografia dentária, tendo em consideração que para os casos em que não são indicados critérios, deverão aplicar-se os critérios indicados nos pontos A e B deste anexo.

Os critérios deste capítulo aplicam-se a equipamento de radiografia dentária que use película intra-oral (ou película extra-oral, com o mesmo equipamento), mas excluem o equipamento radiográfico de panorâmica dentária. Os utilizadores podem adoptar estes critérios para o equipamento de panorâmica dentária mas, neste caso, devem garantir que os critérios escolhidos são adequados à aplicação em causa. Para radiografia cefalométrica, podem aplicar-se os critérios de A a este tipo de equipamento.

1 — Qualidade da radiação — a voltagem da ampola deve ser de, pelo menos, 50 kV.

2 — Filtração — a filtração do feixe útil deve ser equivalente a um mínimo de 1,5 mm de Al para voltagens de ampola até 70 kV e 2,5 mm para valores superiores a 70 kV.

3 — FSD (distância foco-pele) — a distância entre o foco e a pele deve ser de pelo menos 20 cm para equipamento com voltagens máximas seleccionáveis acima de 60 kV, e de pelo menos 10 cm para equipamento com voltagens máximas seleccionáveis de 60 kV ou menos.

4 — Dimensões do feixe — o diâmetro do feixe deve ter um máximo de 60 mm na face exterior do aplicador do feixe.

5 — Cronómetro:

A exactidão deve ser de 20% no máximo;

A precisão deve ser de 10% no máximo.

6 — Emissão — para voltagens da ampola na banda de 50-70 kV, a emissão deve ser de 30-80 µGy/mAs, a 1 m do foco.

F — Mamografia

As grandezas descritas baseiam-se nas recomendações das directrizes europeias para a garantia de qualidade em rastreio mamográfico (CEC 1 996b).

1 — Produção e controlo dos raios X

Fonte de raios X

1 — Débito de dose — o débito de dose a uma distância igual ao FFD deve ser, no mínimo, de 7,5 mGy/s.

2 — Distância fonte-imagem — a distância fonte-imagem deve respeitar as especificações do fabricante e ser tipicamente > 600 mm.

3 — Alinhamento do receptor de imagem/campo de raios X — lado do tórax: os raios X não devem cobrir a película além de 5 mm fora da margem da película. Partes laterais: os raios X devem cobrir a película até às margens.

Voltagem da ampola

1 — Exactidão e precisão — a exactidão da voltagem da ampola, na banda 25 a 31 kV, deve ser inferior a ± 1 kV. A precisão deve ser inferior a ± 0,5 kV.

Sistema AEC

1 — Ajustamento do controlo de densidade óptica:

A densidade óptica (incluindo a base e o véu) no ponto de referência da película revelada deve estar dentro de ± 0,15 DO do valor alvo. O valor alvo típico está no intervalo 1,3 a 1,8 DO, incluindo a base e o véu;

O controlo da densidade óptica, degrau a degrau, deve estar contido no intervalo 0,10-0,20 DO por degrau.

2 — Precisão de curto prazo — o desvio do valor médio das exposições deve ser menor que 5%.

3 — Precisão de longo prazo — a precisão de longo prazo deve ser melhor que ± 0,20 DO relativamente ao valor de referência da densidade óptica.

4 — Compensação da espessura do objecto — qualquer variação de densidade do objecto deve ser de ± 0,15 DO relativamente à densidade óptica de rotina.

Anexo II

Manual do utilizador CatRead v 1.0

Manual do utilizador CatRead v 1.0

Eduardo Freitas

2010



Manual do utilizador do software CatRead 1.0 para análise do fantoma Catphan ® 500

CONTEÚDO

Introdução	3
Layout	4
Ficheiro	4
Editar	5
Ferramentas	5
Dados do DICOM	6
Histograma e perfil	6
Análise do módulo CTP401	7
Análise do módulo CTP528	8
Análise do módulo CTP515	9
Análise do módulo CTP486	10
Comparação com outro <i>software</i>	11
Exportação	12
Bibliografia	13



MANUAL DO UTILIZADOR DO CATREAD V. 1.0

INTRODUÇÃO

A tomografia axial computadorizada (TC) é um dos mais destacados e modernos métodos de diagnóstico de imagem médica. A sua crescente utilização exige um controlo adequado e rigoroso destes aparelhos. Actualmente exige-se que o diagnóstico médico esteja sujeito a um controlo de qualidade, portanto a proliferação da utilização da TC é essencial para o controlo da mesma. Assim, o controlo de qualidade na medicina significa satisfazer as expectativas do paciente no seu diagnóstico e tratamento.

Um dos métodos utilizados no controlo de qualidade da imagem em Tomografia Computorizada é a utilização do fantoma Catphan® 500. Contudo, alguns dos testes apresentam grande subjectividade, não sendo portanto reproduzíveis.

Daí a criação de um software de modo a facilitar o trabalho dos físicos médicos e tornar a análise dos diversos parâmetros reproduzível.

O desenvolvimento deste software baseia-se na utilização da linguagem de programação MatLab para otimizar os testes de controlo de qualidade das TC para o Catphan® 500.

Esta optimização é feita para todos os testes, nomeadamente na linearidade dos números TC, na espessura de corte, na calibração espacial, na MTF, na alta resolução, no baixo contraste, na uniformidade e no ruído.

LAYOUT

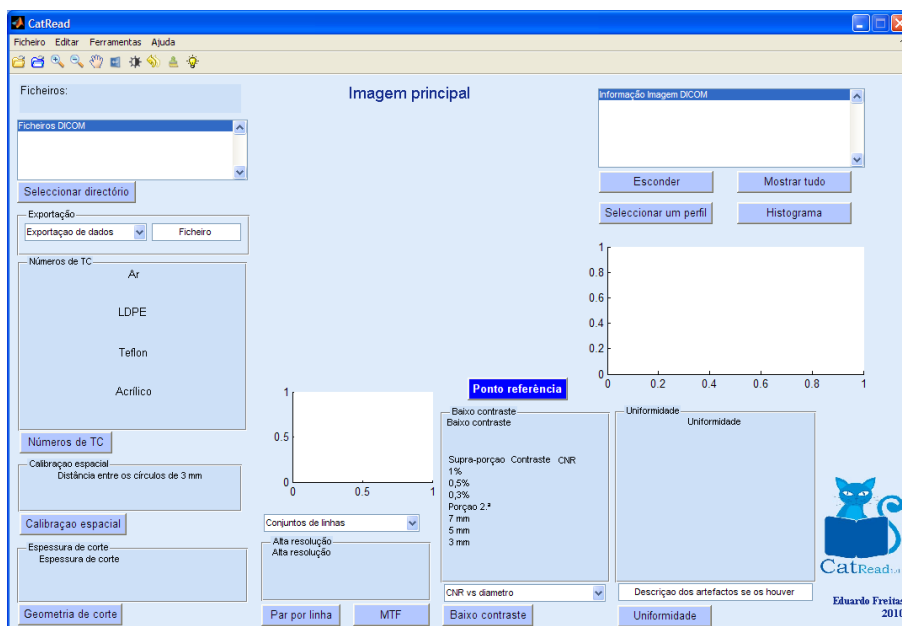


FIGURA 1: JANELA PRINCIPAL DO CATREAD 1.0

O CatRead 1.0 destaca-se pela simplicidade de funcionamento e utilização, como é possível verificar na Figura 1.

FICHEIRO

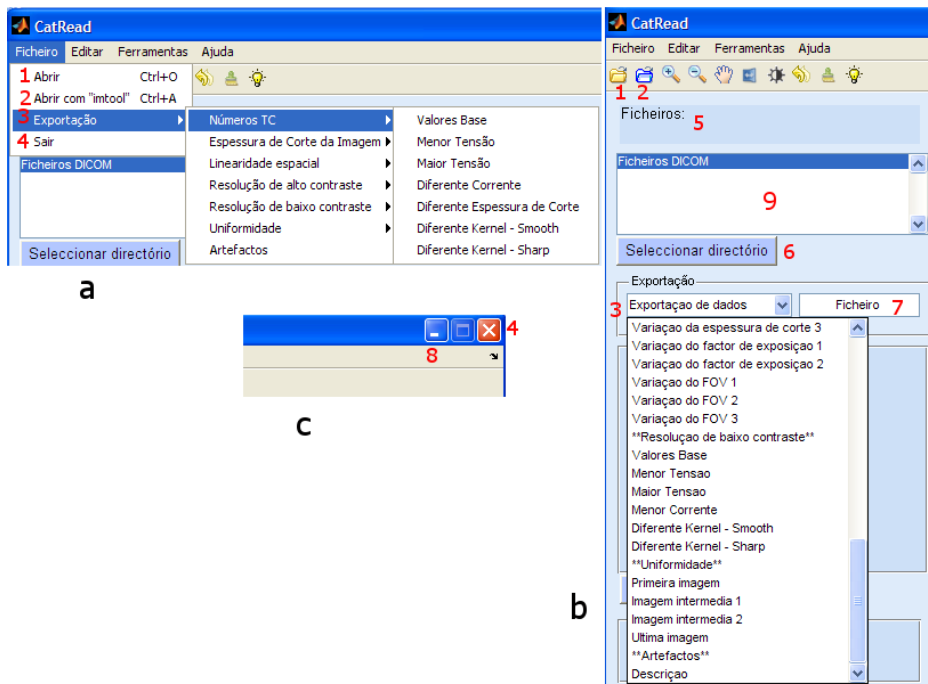


FIGURA 2: FUNCIONALIDADES DA OPÇÃO FICHEIRO. A - FICHEIRO DO MENU SUPERIOR; B, C - FUNCIONALIDADES DA OPÇÃO FICHEIRO DE ACESSO RÁPIDO

Legenda da Figura 2:

1. Abrir – Opção que abre uma imagem DICOM para ser analisada;
2. Abrir com “imtool” – Opção que abre uma imagem com o Imtool do Matlab, sem opção de ser analisada pelo CatRead;
3. **Exportação – Exportação dos dados, depois de cada análise, para uma folha do Microsoft Office Excel, se não for colocado uma denominação do ficheiro este pedirá uma denominação;**
4. Sair – Opção para sair/fechar do CatRead;
5. Mostrador do directório – Mostra onde foram localizadas as imagens, depois da escolha da opção 6;
6. Seleccionar directório – Esta opção permite a escolha da pasta onde se encontrem diversas imagens, facilitando a troca de imagem por outra, simplesmente com a opção 8.
7. Denominação do ficheiro para exportação: se este campo não for preenchido, o CatRead pedirá uma denominação para o mesmo momento da exportação;
8. Minimiza o CatRead;
9. Percorrer os ficheiros DICOM, ao seleccionar-se a opção 6, aparecerão aqui todas as imagens DICOM dessa pasta, em que se pode trocar a imagem para análise de modo mais cómodo.

EDITAR

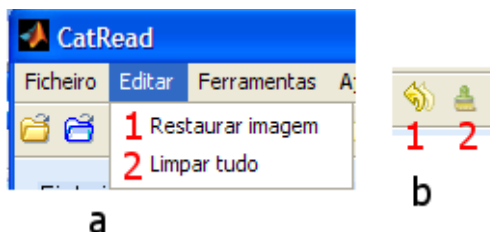


FIGURA 3: FUNCIONALIDADES DA OPÇÃO EDITAR. A - EDITAR DO MENU SUPERIOR; B - FUNCIONALIDADES DA OPÇÃO EDITAR DE ACESSO RÁPIDO

Legenda da Figura 3:

1. Restaurar imagem – coloca a imagem com as mesmas propriedades de quando foi aberta;
2. Limpar tudo – limpa os ROI's e todos os campos preenchidos com dados da análise da imagem.

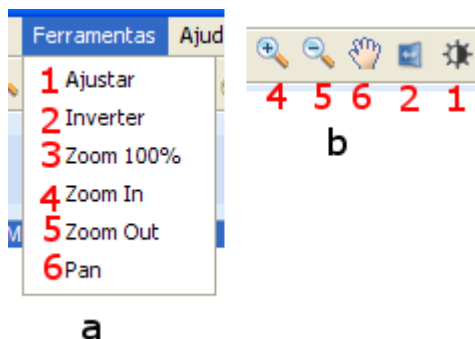


FIGURA 4: FUNCIONALIDADES DA OPÇÃO FERRAMENTAS. A - FERRAMENTAS DO MENU SUPERIOR; B - FUNCIONALIDADES DA OPÇÃO FERRAMENTAS DE ACESSO RÁPIDO

FERRAMENTAS

Legenda da Figura 4:

1. Ajustar – opção que nos dá a possibilidade de controlar o brilho e o contraste;
2. Imagem espelho – faz o espelho da imagem original, sem perder qualquer um dos dados dessa imagem;
3. Zoom 100% - coloca a imagem com o zoom original;

4. Zoom in – Aumenta a visualização da imagem numa determinada área;
5. Zoom out – Depois de ser feito o Zoom In, é possível diminuir essa visualização através desta ferramenta;
6. Pan – Possibilita mover a imagem, quando esta está com Zoom in, mudando a área que está a ser visualizada.

DADOS DO DICOM

Toda a informação do ficheiro DICOM fica disposta como esta na Figura 5.

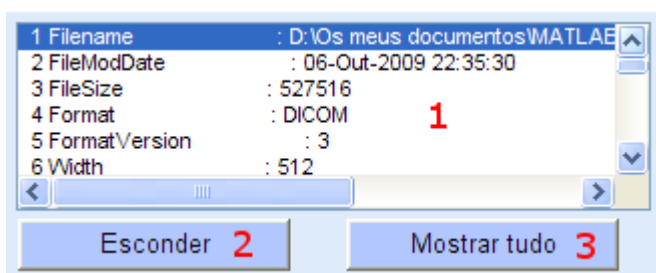


FIGURA 5: PAINEL QUE MOSTRA INFORMAÇÕES DO CABEÇALHO DO FICHEIRO DICOM

Legenda da Figura 5:

1. Mostrador dos dados do ficheiro DICOM;
2. Esconder – por vezes contém informação sem relevância que se confunde com a informação essencial; nesse caso, torna-se conveniente ocultar essa informação para evitar ambiguidade na informação

fornecida.

3. Mostrar tudo – depois de esconder alguns dados, podem ser necessários numa segunda abordagem aos dados.

HISTOGRAMA E PERFIL

Legenda da Figura 6:

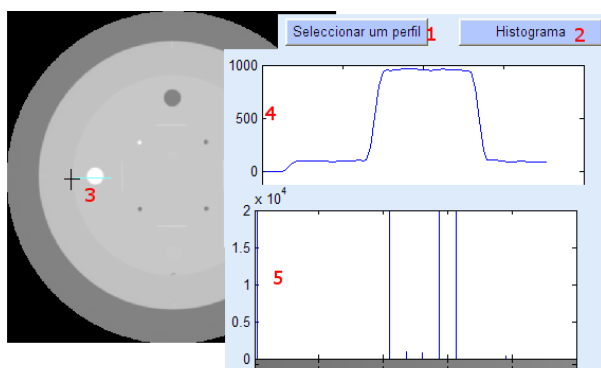


FIGURA 6: ALGUMAS FERRAMENTAS ÚTEIS - HISTOGRAMA E SELECÇÃO DE UM PERFIL

1. Seleccionar um perfil – possibilidade de selecção de um perfil na imagem;
2. Histograma – faz um histograma da imagem;
3. Liberdade de selecção de um perfil;
4. Correspondente perfil traçado em 3;
5. Histograma da imagem.

ANÁLISE DO MÓDULO CTP401

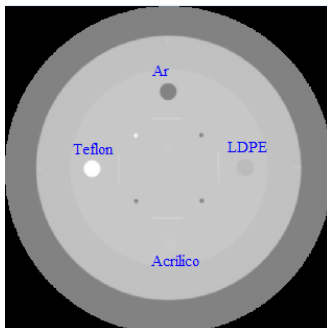


FIGURA 7: POSIÇÃO QUE DEVERÁ ESTAR PARA O TESTE NO SOFTWARE

Para a análise deste módulo é necessário colocar a imagem como é indicado na Figura , isto é com o

Teflon às 9 horas.

Seguidamente é só pressionar os botões:

1. Números de TC - obtêm-se os valores e respectivas conclusões, isto é, cumpre-se ou não o critério.

2. Calibração espacial - verifica as distâncias entre cada um dos espaços de ar e Teflon, fazendo a sua razão, sendo essa a distorção.

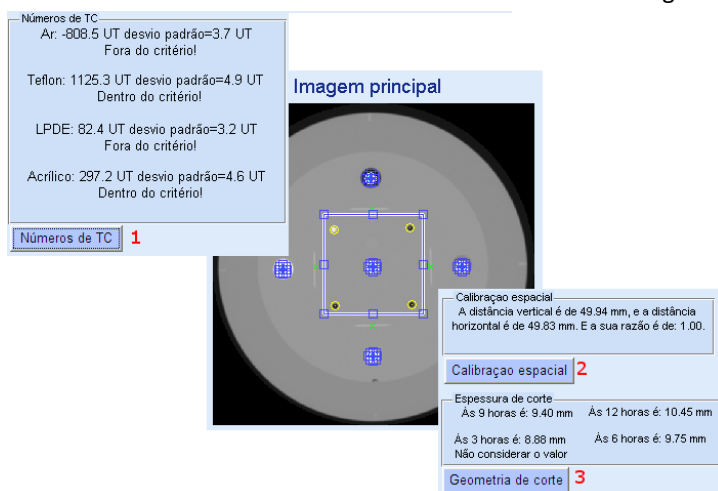


FIGURA 8: ANÁLISES PARA O MÓDULO CTP401

3. Geometria de corte - verifica a espessura de corte de cada uma das 4 rampas, e elimina aquela em que o valor está fora do critério, que é superior ou menor a 1 mm do valor dado pela TC.

ANÁLISE DO MÓDULO CTP528

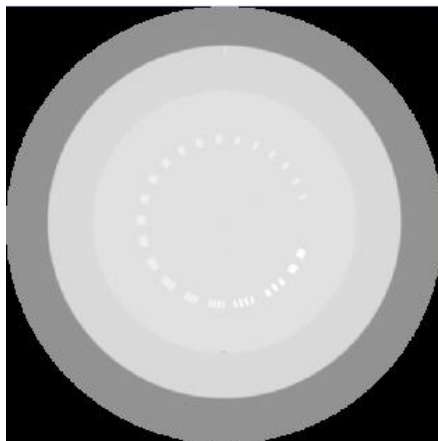


FIGURA 9: POSICIONAMENTO DO MÓDULO CTP 528 PARA A SUA ANÁLISE

Para a análise de módulo é necessário colocar a imagem como indica a Figura 9. Seguidamente: Pressiona-se este botão 1 – ponto referência, e depois marca-se a posição onde indica o 2. Assim pode-

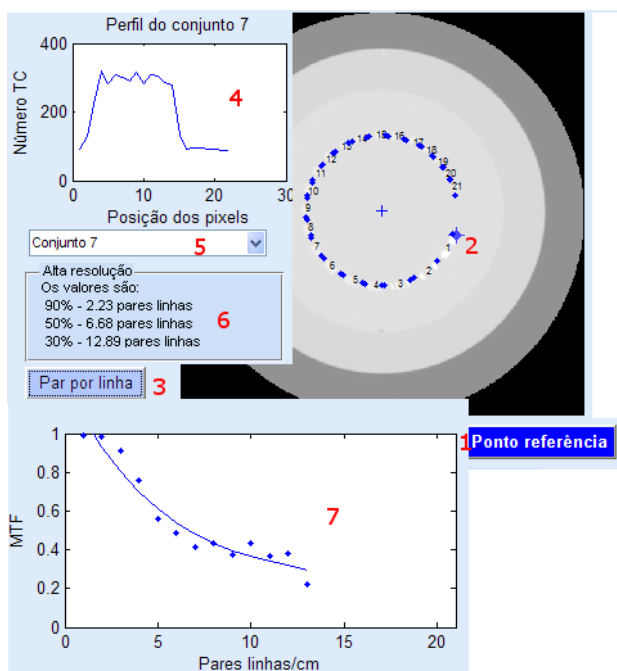


FIGURA 10: ANÁLISE DOS PERFIS PARA O MÓDULO CTP401

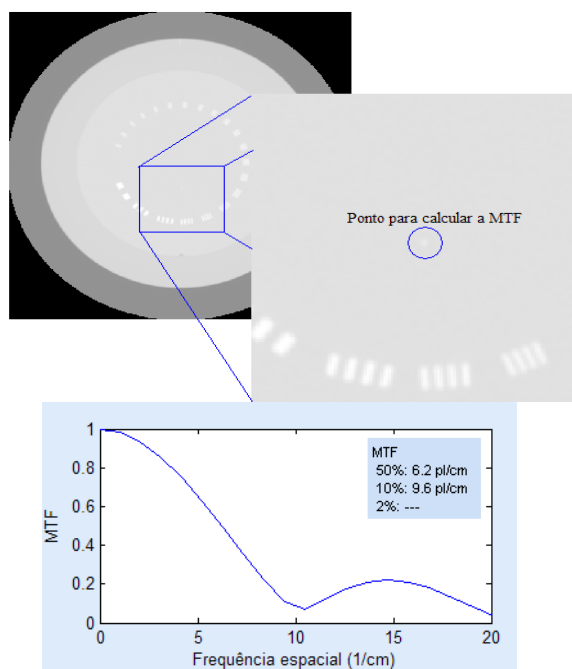


FIGURA 11: ANÁLISE DO CÁLCULO A MTF ATRAVÉS DA PSF

se clicar em 3 – para que a linha faça a marcação de todos os conjuntos e faça a respectiva análise.

Em 4 é onde figura o último perfil, que se encontra já resolvido, assim como em 5, que coloca a indicação desse perfil.

No local 6 ficam os respectivos valores de pares linhas para 30%, 50% e 90%.

Já em 7 traça-se a MTF para os pares linha, com a nota que se eliminam os valores abaixo dos 20%, pois trata-se de ruído.

Para fazer o cálculo da MTF através do PSF, é irrelevante a orientação da imagem, pois temos que seleccionar o ponto, como mostra a Figura 11, através do botão “ponto referência”, e assim é reportado os valores dos 50%, 10% e 2%.

ANÁLISE DO MÓDULO CTP515

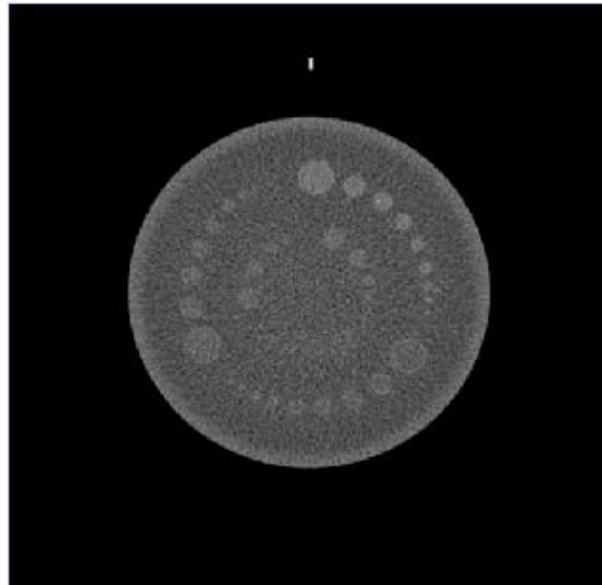


FIGURA 12: POSICIONAMENTO INICIAL DO CTP515 PARA ANÁLISE

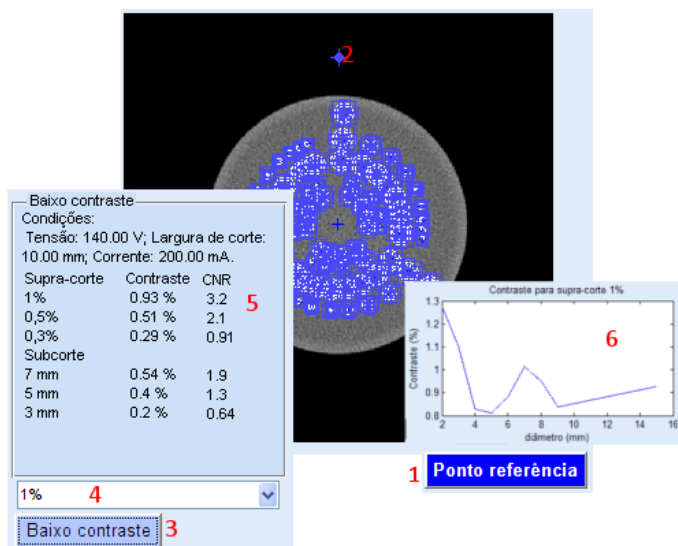


FIGURA 13: ANÁLISE DO MÓDULO CTP515

O gráfico obtido entre o contraste e diâmetro servirá para avaliar a evolução da TC, ao longo dos futuros controlos de qualidade.

Para analisar este módulo é necessário colocá-lo na posição que indica na Figura 12. Após tal, carrega-se no botão 1 – “ponto referência” e marca-se o local apontado em 2. Assim, ao clicar-se no botão 3 – “baixo contraste”, fará todos os ROI’s e procederá à análise da imagem como mostra em 5.

O espaço 4 tem como função verificar a relação entre o diâmetro dos detalhes e o Contraste, tal como mostra o no espaço indicado pelo 6.

O gráfico obtido entre o contraste e

ANÁLISE DO MÓDULO CTP486

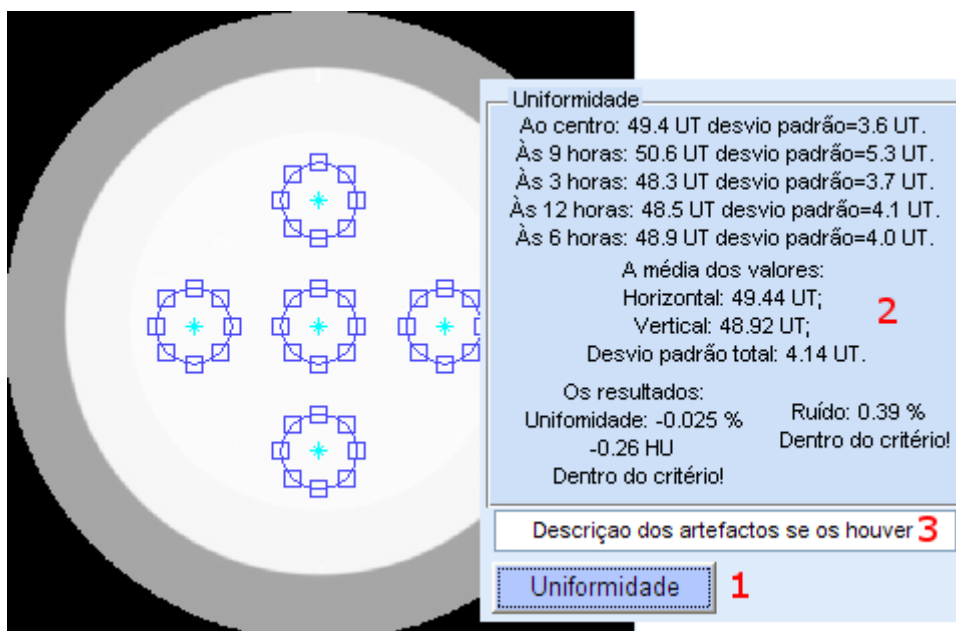


FIGURA 14: ANÁLISE DO MÓDULO CTP486

Para a análise deste módulo, basta clicar no botão 1 – “Uniformidade” e os resultados dessa análise aparecem em 2. Se forem detectados artefactos, deverão ser descritos em 3 para posterior exportação e respectiva reportação.

COMPARAÇÃO COM OUTRO SOFTWARE

Para comparar com o CatRead procurou-se o *software* mais utilizado no controlo de qualidade em TC, neste caso o CT AutoQA Lite™ da empresa IRIS QA, LLC.

TABELA 1: COMPARAÇÃO ENTRE O CATREAD E O CT AUTOQA LITE

Módulo	Testes	CatRead	CT AutoQA Lite™
CTP 401	Alinhamento do fantoma	X	✓
	Números TC	✓	✓
	Espessura de corte	✓	✓
	Calibração espacial	✓	✓
CTP 528	MTF	✓	✓
	Resolução espacial (pelos pares linhas)	✓	X
	Contraste	✓	✓
CTP 515	CNR	✓	X
	Relação entre contraste e diâmetro do detalhe	✓	✓
CTP 486	Uniformidade	✓	✓
	Ruído	✓	✓
	Exportação de dados para outra plataforma	✓	X
	Armazenamento de dados	X	✓
	Ver informação	✓	X
	Mais testes	X	✓

O software comercializado CT AutoQA Lite™ tem diversas particularidades que fazem dele um software de top no controlo de qualidade, porque para além de possibilitar a análise do Catphan® 500, é possível analisar outros, tais como Catphan® 600, 440, 424 e 414, ainda o InnerVision (Toshiba), ACR Accreditation Phantom, GE CT Phantom, Siemens CT Phantom e Philips CT Phantom.

No entanto, o software CT AutoQA Lite™ impede que o utilizador controle alguns parâmetros desde o contraste, brilho e zoom para que possa analisar. Por sua vez, o CT AutoQA Lite™ é mais automatizado do que o CatRead, pois para alguns testes do CatRead é necessário colocar um ponto de referência.

A impossibilidade de exportar os dados para que sejam tratados, e/ou armazenados noutra base de dados que não a do CT AutoQA Lite™ é uma limitação.

EXPORTAÇÃO

Todos os dados poderão ser exportados para uma folha do Microsoft® Excel.

Existe um template, contudo primeiro deverá abrir o template e seguidamente denominá-lo com o nome que considere. Todavia, primeiramente deverá gravar em formato .xls e depois da exportação poderá guardar no formato que achar conveniente.






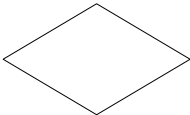

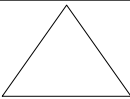

Para guardar cada um dos dados da imagem analisada, deverá seleccionar os dados correspondentes à imagem, no parâmetro que considere necessário, assim que terminar a análise a essa imagem.

BIBLIOGRAFIA

1. **Iris QA, LLC.** AutoQA Lite TM - A Software Program to Evaluate and Monitor Performance of CT Scanners.
2. **The Phantom Laboratory.** Catphan® 500 and 600 Manual. January 21, 2009.
3. *Diário da República - I Série - A.* Agosto 8, 2002, pp. 5731-5732. N.º 182.
4. **ImPACT.** [impactscan.org](http://www.impactscan.org). *Presentations*. [Online] 2007. [Cited: Março 10, 2010.] <http://www.impactscan.org/presentations.htm>.
5. **KenRockweel.com.** Modulation Transfer Function (MTF). [Online] KenRockwell.com, September 2007. [Cited: Setembro 12, 2009.] <http://kenrockwell.com/tech/mtf.htm>.
6. **Semmlow, John L.** *Biosignal and Biomedical Image Processing - MATLAB - Based Applications*. New York : Marcel Dekker, Inc., 2004. 0-8247-4803-4.
7. **Thompson, Michael.** Contrast to Noise. [Online] November 21, 2003. [Cited: Março 30, 2010.] <http://www.phys.cwru.edu/courses/p431/notes-2003/node123.html>.
8. **Morais, Vagner and Vieira, Cláudio.** *Matlab 7 & 8 Curso Completo*. 2ª Edição. Lisboa : FCA - Editora de Informática, Lda., 2006. 978-972-722-354-1.
9. **SRS1 Software, LCC.** *Data Curve Fit Creator - Cubic_Spline_v101.xls*. 2008. Software macros Excel.
10. **Medical Consult, SA.** *Instruções de trabalho para TC da MC*. Portugal, Novembro 2008. Software Excel.

Anexo III

Notação do fluxograma

Simbologia	Significado
	Início/Fim da função.
	Processos, isto é, instruções de atribuição ou de cálculo.
	Entradas ou saídas.
	Entrada manual, isto é, do utilizador.
	Processo, instrução manual, isto é, do utilizador.
	Teste.
	Início de ciclo, que termina com triângulo.
	Incremento da variável que controla o ciclo
	Sub-rotina